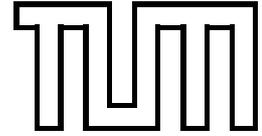


Institut für Informatik  
der Technischen Universität München



# Fluoroskopiebasierte Navigation zur intraoperativen Unterstützung orthopädischer Eingriffe

Dissertation

*Manfred Dötter*



Institut für Informatik  
der Technischen Universität München  
Lehrstuhl Univ.-Prof. Dr. B. Radig

# Fluoroskopiebasierte Navigation zur intraoperativen Unterstützung orthopädischer Eingriffe

*Manfred Dötter*

Vollständiger Abdruck der von der Fakultät für Informatik der Technischen Universität München zur Erlangung des akademischen Grades eines

Doktors der Naturwissenschaften (Dr. rer. nat.)

genehmigten Dissertation.

Vorsitzender: Univ.-Prof. Nassir Navab, Ph.D.

Prüfer der Dissertation:

1. Univ.-Prof. Dr. Bernd Radig
2. Univ.-Prof. Dr. Achim Schweikard,  
Universität zu Lübeck

Die Dissertation wurde am 29.11.2004 bei der Technischen Universität München eingereicht und durch die Fakultät für Informatik am 4.10.2005 angenommen.



# Kurzfassung

Zahlreiche chirurgische Eingriffe werden heutzutage durch den Einsatz intraoperativer Navigationssysteme unterstützt. Dabei kann die Position medizinischer Instrumente präzise bezüglich der mittels prä- oder intraoperativer Bildgebungstechniken erfassten anatomischen Strukturen des Patienten - z.B. in einem Computertomographie-Datensatz (CT) oder einem Röntgenbild - verfolgt werden. Dies erlaubt eine Verbesserung des Operationsresultates bei gleichzeitiger Reduktion der Belastungen durch den Eingriff für den Patienten.

Kernpunkt dieser Arbeit ist die Entwicklung und Evaluierung eines für die klinische Anwendung geeigneten Navigationssystems unter Verwendung der intraoperativen Bildgebung eines chirurgischen Bildverstärkersystems (BV) - einer röntgenbasierten Technik, auch Fluoroskop oder C-Bogen genannt - zur Unterstützung von Eingriffen im Bereich der Orthopädie.

Um eine präzise Navigation zu ermöglichen, ist aufgrund spezieller physikalischer Eigenschaften des BV eine aufwändige Kalibrierung nötig. Im ersten Teil der Arbeit werden hierzu tragfähige Lösungsansätze eingeführt und die darin enthaltenen Komponenten bezüglich ihrer Eignung für die Kalibrierung eines C-Bogens untersucht.

Dies beinhaltet die Evaluierung verschiedener Verfahren zur subpixelgenauen Detektion von Kalibriermarken, zur Bereinigung nichtlinearer Verzeichnungen des BV sowie Verfahren zur Bestimmung der projektiven Eigenschaften eines C-Bogens. Die Bewertung erfolgt dabei sowohl innerhalb einer Simulation als auch durch reale Daten und berücksichtigt Präzision und Robustheit der Verfahren, insbesondere in Hinblick auf die typischen, in den Röntgenbildern auftretenden Artefakte.

Basierend auf dem entwickelten Navigationssystem werden in einem zweiten Teil innovative Konzepte zur Unterstützung der operativen Behandlung bei aseptischen Knochennekrosen sowie zur jugendlichen Hüftkopflösung (Epiphysiolis capitis femoris) vorgestellt. Ein weiterer Abschnitt zeigt die Integration präoperativer CT-Datensätze in das Navigationssystem mittels Verfahren zur intensitätsbasierten 2D/3D-Registrierung.



# Danksagung

An erster Stelle möchte ich mich bei meinem Doktorvater Prof. Dr. Achim Schweikard und dem Inhaber des Lehrstuhls für Informatik IX der Technischen Universität München Prof. Dr. Bernd Radig bedanken, die mir die Möglichkeit zu einer Promotion eröffneten.

Ein weiterer Dank geht an Dr. Rainer Burgkart, Oberarzt an der Klinik für Orthopädie und Sportorthopädie des Klinikums rechts der Isar, der durch sein Engagement und seine Kreativität den Verlauf dieser Arbeit maßgeblich mitbestimmt hat. Seine Ideen zu neuen Einsatzgebieten für intraoperative Navigationssysteme, innovativen Planungstechniken und schließlich auch Hinweise und Verbesserungsvorschläge aus einem medizinischen, d.h. anwendungsorientierten Blickwinkel erwiesen sich im Verlauf dieses interdisziplinären Projektes als unentbehrlich.

Mein Dank geht auch an die Mitarbeiter der Firma Stryker-Leibinger Helmut Rohs, Dr. Jose-Luis Moczuma de la Barrera und Jürgen Wagner für die langjährige, produktive Zusammenarbeit, die sich von konstruktiven Diskussionen bis hin zur tatkräftigen Unterstützung durch die Bereitstellung von professionellen Hardware-Komponenten für diese Arbeit erstreckte.

Nicht unerwähnt bleiben sollen hier auch die Studenten Verena Broy, Stefan Gersmann, Christoph Krautz, Veronika Ortner, Manuel Schröder, Birgit Siebenrock, Sebastian Stroh häcker, Ali Sunyaev, Ralph Thüre und Stefan Wiesner, die im Rahmen von Systementwicklungsprojekten, interdisziplinären Projekten, Diplomarbeiten oder auch als wissenschaftliche Hilfskräfte direkt oder indirekt zum Gelingen dieser Arbeit beitrugen.

Zu guter Letzt geht ein besonderer Dank an meinen langjährigen Kollegen Michael Roth für die zahlreichen anregenden und freundschaftlichen Gespräche und das dabei unermüdliche, kritische Hinterfragen. Die Betreuung durch ihn und vor allem auch seine sicherlich beschwerliche orthographische und thematische Durchsicht der vorliegenden Arbeit, trugen maßgeblich zur Fertigstellung bei.

München, November 2004

*Manfred Dötter*



# Inhaltsverzeichnis

|          |  |           |
|----------|--|-----------|
| <b>1</b> | <b>Intraoperative Navigation als Unterstützung chirurgischer Arbeit</b>          | <b>1</b>  |
| 1.1      | Hintergrund dieser Arbeit . . . . .  | 1         |
| 1.1.1    | Einsatzgebiete intraoperativer Navigation . . . . .                              | 2         |
| 1.1.2    | Problemstellungen chirurgischer Arbeit . . . . .                                 | 3         |
| 1.1.3    | Vor- und Nachteile einer Computerunterstützung . . . . .                         | 4         |
| 1.1.4    | Stand der Technik intraoperativer Navigation . . . . .                           | 5         |
| 1.1.4.1  | 3D-Lokalisierungssysteme . . . . .   | 6         |
| 1.1.4.2  | Integration prä- und intraoperative Bildgebung . . . . .                         | 9         |
| 1.2      | Einordnung dieser Arbeit . . . . .   | 10        |
| 1.2.1    | Übersicht über die verwendete Hard- und Software . . . . .                       | 10        |
| 1.2.2    | Verwandte Arbeiten und zusätzliche Beiträge dieser Arbeit . . . . .              | 11        |
| <b>2</b> | <b>Grundkonzepte fluoroskopiebasierter Navigation</b>                            | <b>13</b> |
| 2.1      | Fluoroskopiebasierte Techniken als intraoperative Bildgebung . . . . .           | 13        |
| 2.1.1    | Technik und Aufbau einer C-Bogenanlage . . . . .                                 | 14        |
| 2.1.1.1  | Erzeugung der Röntgenstrahlen . . . . .  | 14        |
| 2.1.1.2  | Innerhalb des Strahlengangs . . . . .  | 16        |
| 2.1.1.3  | Umwandlung der Röntgenstrahlung in Licht mittels eines Bildverstärkers . . . . . | 17        |
| 2.1.1.4  | Darstellung der Röntgenbilder . . . . .  | 18        |
| 2.1.2    | Spezielle Problemstellungen in der Praxis . . . . .                              | 18        |
| 2.1.2.1  | Komplexe Perspektive . . . . .   | 19        |
| 2.1.2.2  | Schwierige Positionierung des Geräts . . . . .                                   | 19        |
| 2.1.2.3  | Strahlenbelastung . . . . .  | 20        |
| 2.2      | Vorbereitung des Gerätes für die intraoperative Navigation . . . . .             | 21        |
| 2.2.1    | Spezielle Probleme bei der quantitativen Verwendung der Bilder . . . . .         | 21        |
| 2.2.1.1  | Verzeichnung der Röntgenbilder . . . . .   | 22        |
| 2.2.1.2  | Bestimmung der Projektionsgeometrie . . . . .                                    | 25        |
| 2.2.2    | Übersicht über die Kalibrierung eines C-Bogens . . . . .                         | 27        |
| <b>3</b> | <b>Lokalisation der Kalibriermarken</b>  | <b>29</b> |
| 3.1      | Problembeschreibung . . . . .  | 29        |
| 3.1.1    | Detektion der Marken . . . . .   | 30        |
| 3.1.2    | Zuordnung zu Modellmarken . . . . .  | 30        |
| 3.2      | Lösungsansätze für die Detektion von Marken . . . . .                            | 31        |
| 3.2.1    | Vorverarbeitung des Bildes . . . . .   | 31        |
| 3.2.2    | Anwendung der Hough-Transformation zur Lokalisation der Marken . . . . .         | 33        |
| 3.2.3    | Subpixelgenaue Bestimmung der Position einer Marke . . . . .                     | 37        |
| 3.2.3.1  | Iterative reellwertige Hough-Transformation . . . . .                            | 38        |
| 3.2.3.2  | Gewichteter Schwerpunkt . . . . .  | 38        |
| 3.2.4    | Versuche zur Markendetektion . . . . .   | 39        |
| 3.2.4.1  | Einfluss von Bildrauschen . . . . .  | 40        |
| 3.2.4.2  | Einfluss der Verdeckung von Marken . . . . .                                     | 41        |

|          |   |            |
|----------|---|------------|
| 3.2.4.3  | Einfluss der Verzeichnung . . . . .   | 43         |
| 3.2.4.4  | Einfluss der Bildhelligkeit . . . . .   | 43         |
| 3.2.4.5  | Einfluss des Kontrastes . . . . .   | 46         |
| 3.2.4.6  | Einfluss der Vignettierung der Röntgenbilder . . . . .                            | 47         |
| 3.3      | Lösungsansätze für die Zuordnung zu Modellmarken . . . . .                        | 48         |
| 3.3.1    | Der Random-Sample-Consensus-Algorithmus . . . . .                                 | 50         |
| 3.3.1.1  | Beschreibung des Grundalgorithmus . . . . .                                       | 50         |
| 3.3.1.2  | Anwendung des RANSAC-Algorithmus zur robusten Markenzuordnung . . . . .           | 52         |
| 3.3.1.3  | Abschätzung für die Anzahl der benötigten Iterationen . . . . .                   | 53         |
| 3.3.1.4  | Optimierung . . . . .   | 55         |
| 3.4      | Automatische Retusche der Marken . . . . .  | 56         |
| 3.5      | Zusammenfassung . . . . .   | 58         |
| <b>4</b> | <b>Korrektur der Verzeichnung</b> . . . . .                                       | <b>59</b>  |
| 4.1      | Lösungsansatz mittels Image-Warping . . . . .                                     | 59         |
| 4.1.1    | Grundkonzept . . . . .  | 59         |
| 4.1.2    | Modellierung der Verzeichnung . . . . .   | 61         |
| 4.1.2.1  | Lokale und globale Interpolation . . . . .  | 61         |
| 4.1.2.2  | Anordnung der Stützpunkte . . . . .   | 61         |
| 4.1.2.3  | Abgrenzung zwischen Interpolation und Approximation . . . . .                     | 62         |
| 4.1.3    | Räumliche Interpolations- und Approximationsmodelle . . . . .                     | 62         |
| 4.1.3.1  | Interpolation mittels inverser Distanz-Gewichtung . . . . .                       | 62         |
| 4.1.3.2  | Polynom-Approximation . . . . .   | 65         |
| 4.1.3.3  | Interpolation mittels Radial-Basisfunktionen . . . . .                            | 66         |
| 4.1.3.4  | Approximation mit Radial-Basisfunktionen . . . . .                                | 68         |
| 4.1.3.5  | Kriging . . . . .   | 68         |
| 4.1.4    | Vergleich von Verzeichnungsmodellen mittels Kreuzvalidierungs-Techniken . . . . . | 70         |
| 4.2      | Beschleunigung durch bilineare Interpolation . . . . .                            | 72         |
| 4.3      | Versuchsserie zur Evaluierung der Interpolationsmodelle . . . . .                 | 73         |
| 4.3.1    | Qualität der Vorhersage durch das Verzeichnungsmodell . . . . .                   | 73         |
| 4.3.2    | Robustheit gegenüber Fehlern in den Stützpunkten . . . . .                        | 74         |
| 4.3.3    | Robustheit gegenüber fehlenden Marken . . . . .                                   | 76         |
| 4.3.4    | Auswirkungen der Optimierung mittels bilinearer Interpolation . . . . .           | 77         |
| 4.4      | Zusammenfassung . . . . .   | 79         |
| <b>5</b> | <b>Bestimmung der Projektionsgeometrie</b> . . . . .                              | <b>81</b>  |
| 5.1      | Wahl des Kameramodells . . . . .  | 81         |
| 5.2      | Bestimmung der extrinsischen Parameter . . . . .                                  | 83         |
| 5.3      | Bestimmung der intrinsischen Parameter . . . . .                                  | 85         |
| 5.3.1    | Lineare Berechnung der Projektionsgeometrie nach Faugeras und Toscani . . . . .   | 85         |
| 5.3.2    | Die lineare Methode von Gremban . . . . .   | 87         |
| 5.3.3    | Nichtlineare Methode mittels der Minimierung des Projektionsfehlers . . . . .     | 88         |
| 5.4      | Vergleich der Methoden . . . . .  | 89         |
| 5.4.1    | Auswirkung eines Fehlers in der Bestimmung der Projektionsgeometrie . . . . .     | 90         |
| 5.4.2    | Ergebnisse der Simulation . . . . .   | 93         |
| 5.4.2.1  | Radius der Markenanordnung . . . . .  | 93         |
| 5.4.2.2  | Anzahl der Marken . . . . .   | 95         |
| 5.4.2.3  | Abstand zur Projektionsfläche . . . . .   | 95         |
| 5.4.2.4  | Rauschen in der Markendetektion . . . . .   | 95         |
| 5.5      | Zusammenfassung . . . . .   | 98         |
| <b>6</b> | <b>Einfache Navigationsanwendungen</b> . . . . .                                  | <b>101</b> |
| 6.1      | Anwendungsfälle . . . . .   | 101        |
| 6.1.1    | Aseptische Knochennekrose des Hüftkopfs bei Erwachsenen . . . . .                 | 101        |
| 6.1.2    | Hüftkopflösung bei Jugendlichen (Epiphysiolysis capitis femoris) . . . . .        | 102        |

|          |   |            |
|----------|---|------------|
| 6.2      | Problemstellungen der Therapie . . . . .  | 102        |
| 6.3      | Unterstützung durch eine intraoperative Navigation . . . . .                                      | 104        |
| 6.3.1    | Relevante Koordinatensysteme und deren Verfolgung . . . . .                                       | 105        |
| 6.3.1.1  | Koordinatensystem des Patienten . . . . .   | 105        |
| 6.3.1.2  | Koordinatensystem des Bohrers . . . . .   | 106        |
| 6.3.2    | Bildaufnahme . . . . .  | 107        |
| 6.3.3    | Planung . . . . .   | 107        |
| 6.3.4    | Navigation . . . . .  | 110        |
| 6.4      | Evaluierung anhand von anatomischen Präparaten . . . . .  | 111        |
| 6.5      | Zusammenfassung . . . . .   | 113        |
| <b>7</b> | <b>Integration präoperativer CT-Datensätze</b>  | <b>115</b> |
| 7.1      | Übersicht . . . . .   | 115        |
| 7.1.1    | Problemstellung . . . . .   | 115        |
| 7.1.2    | Klassifikation von Verfahren zur Registrierung . . . . .  | 116        |
| 7.1.3    | Lösungsansätze für eine intraoperative Registrierung . . . . .                                    | 116        |
| 7.2      | Ablauf der intensitätsbasierten Registrierung . . . . .   | 118        |
| 7.2.1    | Vorverarbeitung der Eingabedaten . . . . .  | 118        |
| 7.2.1.1  | Bereitstellung und Vorverarbeitung der Volumendaten . . . . .                                     | 118        |
| 7.2.1.2  | Vorverarbeitung der Röntgenbilder . . . . .   | 120        |
| 7.2.2    | Initiale Positionierung . . . . .   | 122        |
| 7.2.3    | Erzeugung der <i>DRRs</i> . . . . .   | 123        |
| 7.2.3.1  | Grundlagen . . . . .  | 123        |
| 7.2.3.2  | Direkte Volumenvisualisierung . . . . .   | 124        |
| 7.2.3.3  | Texturbasierte Volumenvisualisierung . . . . .  | 125        |
| 7.2.4    | Nachbearbeitung der <i>DRRs</i> . . . . .   | 129        |
| 7.2.5    | Quantitativer Vergleich der Ähnlichkeit zweier Bilder . . . . .                                   | 131        |
| 7.2.5.1  | Vergleichsmaße für die intraoperative Registrierung . . . . .                                     | 133        |
| 7.2.6    | Optimierung . . . . .   | 136        |
| 7.2.6.1  | Definition der Fehlerfunktion . . . . .   | 136        |
| 7.2.6.2  | Überblick Optimierungsverfahren . . . . .   | 137        |
| 7.2.6.3  | Hooke-Jeeves Pattern-Search . . . . .   | 138        |
| 7.3      | Ansätze zur Navigation in Volumen . . . . .   | 140        |
| 7.4      | Evaluierung . . . . .   | 141        |
| 7.4.1    | Beschreibung des Ablaufs der Versuche . . . . .   | 141        |
| 7.4.2    | Bewertung des Ergebnisses einer Registrierung . . . . .   | 141        |
| 7.4.3    | Beschreibung der Testdaten . . . . .  | 143        |
| 7.4.4    | Ergebnisse . . . . .  | 145        |
| 7.4.4.1  | Effekt unterschiedlicher Vergleichsmaße . . . . .   | 145        |
| 7.4.4.2  | Zeitbedarf der Registrierung . . . . .  | 148        |
| 7.4.4.3  | Vergleich 2D-/3D-Texture-Slicing . . . . .  | 148        |
| 7.4.5    | Effekt der Segmentierung der <i>DRRs</i> . . . . .  | 151        |
| 7.5      | Zusammenfassung . . . . .   | 151        |
| <b>8</b> | <b>Zusammenfassung</b>  | <b>155</b> |
| <b>A</b> | <b>Notation</b>   | <b>157</b> |
| <b>B</b> | <b>Liste der verwendeten Abkürzungen</b>  | <b>159</b> |
| <b>C</b> | <b>Algorithmen</b>  | <b>161</b> |
| C.1      | 2D-Transformationen . . . . .   | 161        |
| C.1.1    | Schnelle Bestimmung einer 2D-Transformation bei zwei Punktkorrespondenzen . . . . .               | 161        |
| C.1.2    | Least-Squares-Bestimmung einer 2D-Transformation bei mehr als zwei Punktkorrespondenzen . . . . . | 162        |

## INHALTSVERZEICHNIS

---

|       |  |            |
|-------|--|------------|
| C.2   | Lineare Interpolation auf mehrdimensionalen Gittern . . . . .      | 163        |
| C.2.1 | Lineare Interpolation im eindimensionalen Raum . . . . .           | 165        |
| C.2.2 | Erweiterung auf mehrdimensionale Gitter . . . . .                  | 165        |
| C.2.3 | Zusammenhang zwischen Interpolationsgitter und Bilddaten . . . . . | 166        |
| C.3   | Repräsentation von rigiden 3D-Transformation . . . . .             | 167        |
|       | <b>Literaturverzeichnis</b>  | <b>169</b> |

# Kapitel 1

## Intraoperative Navigation als Unterstützung chirurgischer Arbeit

### 1.1 Hintergrund dieser Arbeit

Computer und Chirurgie – zwei Begriffe, die auf den ersten Blick nur wenige Gemeinsamkeiten besitzen und Fragen aufwerfen: Wie können die informationsverarbeitenden Systeme der Informatik eine sinnvolle Unterstützung für die Tätigkeit des Chirurgen bieten, so dass das Ergebnis eines medizinischen Eingriffes für den Patienten positiv beeinflusst wird? Insbesondere, wenn Letzteres vor allem von dem handwerklichen Geschick des behandelnden Arztes abhängt?

Trotz dieses scheinbaren Gegensatzes hat sich im Verlauf der letzten Jahre ein eigener Zweig innerhalb der computerunterstützten Medizin zu diesem Thema entwickelt – das Gebiet der *intraoperativen Navigation* – häufig auch mit *Image-Guided-Surgery (IGS)* oder *Computer-Aided-Surgery (CAS)* bezeichnet. Zahlreiche Publikationen, dedizierte Konferenzreihen (z.B. *Computer-Aided-Orthopaedic-Surgery (CAOS)*) und nicht zuletzt auch die Verfügbarkeit industriell gefertigter und kommerziell erfolgreicher Systeme belegen das allgemeine Interesse an diesen neuen Techniken.

*Intraoperative Navigation* bedeutet dabei die computergestützte Lageverfolgung medizinischer Instrumente bezüglich des Patienten zur Realisierung therapeutischer Zielvorgaben eines Eingriffes – z.B. dem Platzieren einer Schraube an einer definierten Position in einem Knochen oder der exakten Entnahme von Gewebeprobe aus einer speziellen anatomischen Region.

Die Möglichkeiten zur Unterstützung reichen hier vom einfachen Einblenden der medizinischen Instrumente in die Bilddaten des Patienten – wie Röntgenbilder oder *Computertomographie (CT)*-Datensätze – auf einem Bildschirm bzw. der 3D-Darstellung innerhalb des Sichtfeldes des Chirurgen mittels so genannter *Augmented-Reality*-Systeme bis hin zur aktiven Unterstützung durch ein Robotik-System, das selbständig Aktionen, wie Bohren oder Fräsen, ausführt.

Intraoperative Navigation umfasst neben dem medizinischen Anwendungsfeld klassische Kerngebiete der Informatik, wie der Bildverarbeitung, der Computergrafik zur Visualisierung von 3D-Informationen und der Robotik, sowie mathematische Themenkreise, wie die Geometrie des dreidimensionalen Raumes und der numerischen Mathematik. Weitere, vor allem für kommerzielle Systeme wichtige Aspekte sind die Software-Sicherheit und die Ergonomie – d.h. die optimale Benutzerführung, welche den Einsatz während eines chirurgischen Eingriffes erleichtert.

Um dem Leser ein Verständnis über die Möglichkeiten zur Unterstützung durch ein intraoperatives Navigationssystem zu vermitteln, werden in dem nun folgenden Abschnitt 1.1.1 typische Einsatzgebiete

dargestellt, gefolgt von den daraus resultierenden Problemstellungen für chirurgische Eingriffe in 1.1.2 und den Vor- und Nachteilen einer Computerunterstützung in 1.1.3. Der Abschnitt 1.1.4 über die Grundkonzepte der intraoperativen Navigation schließt den allgemeinen Teil dieses einleitenden Kapitels ab.

Abschnitt 1.2 bietet einen Überblick über die weiteren Kapitel und ordnet diese Arbeit in den Kontext des Themengebiets ein.

### 1.1.1 Einsatzgebiete intraoperativer Navigation

Intraoperative Navigationssysteme kommen in vielen medizinischen Disziplinen zum Einsatz: Sie unterstützen die Entnahme von Biopsien zur Überprüfung krankhafter Veränderungen [BB<sup>+</sup>97, CSG<sup>+</sup>01, OSK<sup>+</sup>02]. In der Neurochirurgie – einem der ersten Einsatzgebiete der intraoperativen Navigation – dienen sie dem zielgerichteten Entfernen von Tumor-Gewebe [PWKT00, GNK<sup>+</sup>01]. [BRSZ02] zeigt Anwendungen für das gezielte Einbringen radioaktiver Materialien in Tumorgewebe mittels Hohlnadeln im Rahmen einer so genannten *Brachytherapie*.

Neben der Neurochirurgie ist eines der häufigsten Einsatzgebiete von Navigationssystemen die *Orthopädie* und die *Traumatologie*. Dies liegt zum einen an der guten kontrastreichen Darstellung eines Knochens durch die intraoperative Bildgebung eines *C-Bogensystems* – einer speziellen mobilen Röntgenvorrichtung – und der damit verbundenen Erleichterung digitaler Bildverarbeitungsschritte, wie z.B. der Segmentierung. Zum anderen kann das umgebende Weichgewebe der Zielregion häufig für die Navigation vernachlässigt werden, so dass einfache, rigide Techniken zur 3D-Modellierung auf Basis von Standardmethoden der Computergrafik, wie Dreiecks-Oberflächennetze [BGZ96], zum Einsatz kommen können. Aufgrund der starren Struktur eines Knochens lassen sich auch leicht die Vorrichtungen befestigen, die für die Lageverfolgung mittels der in Abschnitt 1.1.4.1 beschriebenen 3D-Lokalisierungssysteme nötig sind.

Schwerpunkte für eine Computerunterstützung, insbesondere auch für kommerzielle Systeme, stellen in der Orthopädie und Traumatologie die folgenden Anwendungen dar:

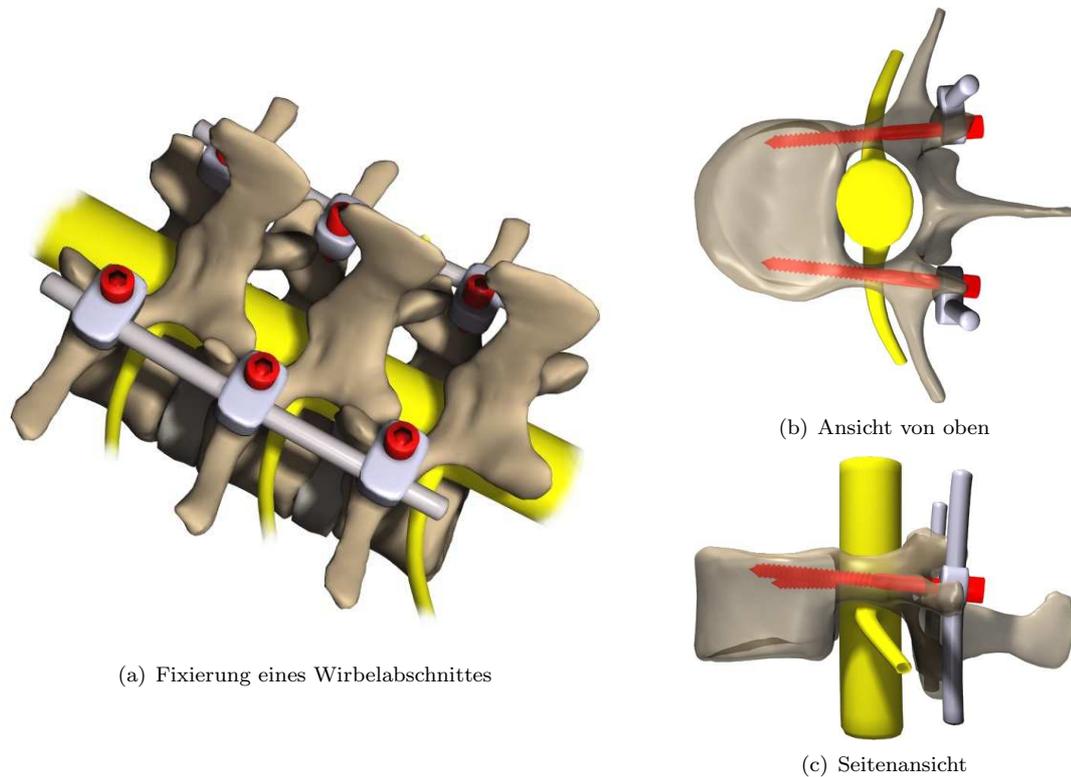
- **Setzen von Pedikelschrauben zur Fixierung eines Wirbels** – Dieser Eingriff wird zur Versteifung der Wirbelsäule bei Stabilitätsverlust einzelner Wirbelkörper durch Frakturen, Tumore oder degenerativen Veränderungen durchgeführt. Eine Schraube muss dabei für optimalen Halt exakt innerhalb eines Pedikels – einer Knochenbrücke innerhalb eines Wirbelkörpers – platziert werden (siehe Abb. 1.1). Abweichungen davon können zu Verletzungen sensibler anatomischer Strukturen, wie dem Rückenmark oder den Spinalnerven, oder zu einem verminderten Halt der Schraube führen.

Die Unterstützung für die korrekte Platzierung dieser Schrauben ist eines der in der Literatur am häufigsten beschriebenen Anwendungsszenarien für intraoperative Navigationssysteme [LT<sup>+</sup>95, HEH<sup>+</sup>99, Sch02, ERRW02, GHW<sup>+</sup>03].

- **Ausrichtung von Fräse- bzw. Sägebene für Hüft- und Knieendoprothesen** – Um postoperative Fehlstellungen zu vermeiden und eine korrekte Platzierung der Prothese zu garantieren, müssen Fräsungen und Schnittebenen am Knochen in der richtigen Position und Orientierung durchgeführt werden (siehe Abb. 1.2).

Diese Bearbeitungsschritte können durch Navigationssysteme – häufig auch durch aktive, d.h. mittels eines Roboters – unterstützt werden [SK95, KSP<sup>+</sup>95, HRB<sup>+</sup>99, JFP<sup>+</sup>99].

- **Distale Verriegelung von intramedullären Implantaten bei Oberschenkelfrakturen** – Bei Brüchen des Oberschenkelknochens kann dieser durch den Einsatz eines Metallnagels stabilisiert werden, der innerhalb des Markkanals platziert wird (siehe Abb. 1.3). Mittels Computerunterstützung können im Knochen exakt ausgerichtete Bohrlöcher für die Verriegelungsschrauben gesetzt werden [JMS<sup>+</sup>99, HJ03], welche die speziell dafür vorgesehenen Aussparungen des Nagels passieren, deren genaue Lage sonst nur während der Aufnahme von Röntgenbildern sichtbar ist.



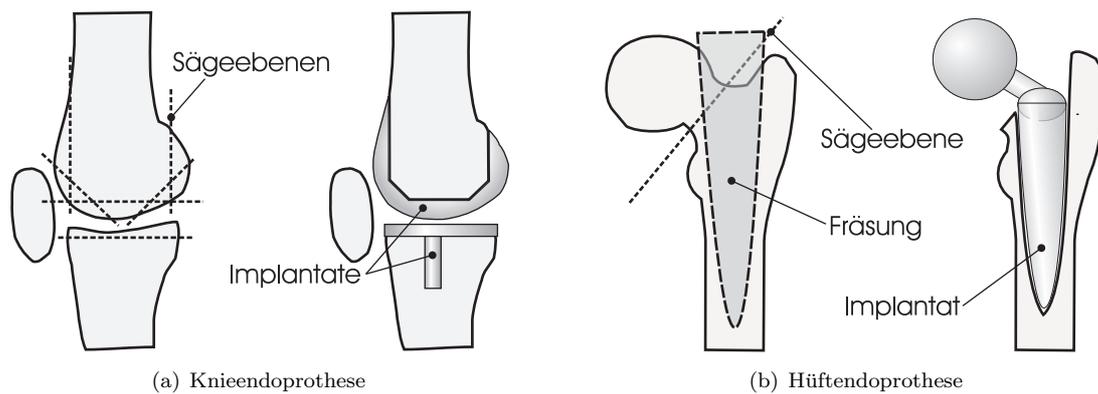
**Abbildung 1.1:** Fixierung mehrerer Wirbelkörper unter Verwendung von Pedikelschrauben. Die Schrauben (rot) müssen innerhalb des Pedikels in den Wirbel eingedreht werden, ohne benachbarte anatomische Strukturen, wie das Rückenmark oder Spinalnerven (gelb), zu verletzen: (a) Überblick über den fixierten Abschnitt der Wirbelsäule, (b) Ansicht von oben auf einen transparenten Wirbel mit eingedrehten Pedikelschrauben, (c) Seitenansicht auf den Wirbel.

Diese Eingriffe sind teilweise recht häufig, so gibt z.B. die *Bundesgeschäftsstelle Qualitätssicherung (BQS)* für das Jahr 2002 in Deutschland ca. 108 000 Operationen zur Implantation von Totalendoprothesen für die Hüfte und ca. 60 000 für das Knie an, wobei aufgrund der Veränderungen in der Bevölkerungsstruktur – diese Implantate werden häufig bei *Arthrose*, dem hauptsächlich altersbedingten Verschleiß der Gelenke, eingesetzt – mit einer Zunahme in den kommenden Jahren gerechnet wird [BQS02].

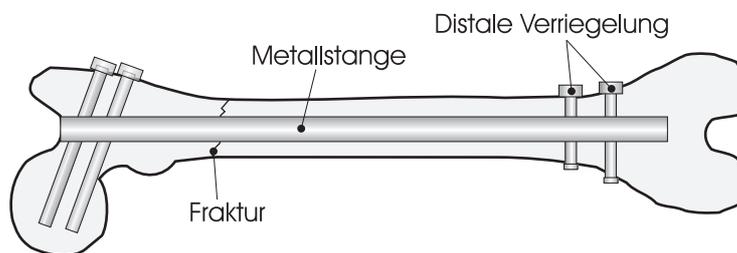
### 1.1.2 Problemstellungen chirurgischer Arbeit

Die für die Unterstützung durch eine intraoperative Navigation geeigneten Anwendungen aus dem vorherigen Abschnitt 1.1.1 weisen in der Regel die im Folgenden dargestellten Problemstellungen auf:

- **Eingeschränkte Sicht** – Die Zielregion des Eingriffes ist nur schwer einsehbar, da ein möglichst kleiner operativer Zugang mit minimaler Traumatisierung für den Patienten verwendet wird. Weitere Bildinformationen können nur über eine intraoperative Bildgebung, z.B. durch ein *C-Bogensystem*, gewonnen werden. Deren Einsatz sollte jedoch aufgrund der damit verbundenen Strahlenbelastung für Patient und Operations-Personal so weit wie möglich minimiert werden.
- **Komplexe räumliche Situation** – Die anatomischen Gegebenheiten und die meist nur projektive intraoperative Bildgebung, die 2D-Ansichten aus unterschiedlichen Orientierungen liefert, erschweren die räumliche Vorstellung der aktuellen Lage der Instrumente bezüglich der Zielregion.



**Abbildung 1.2:** Bearbeitungsschritte des Knochens für eine Hüft- bzw. Knieendoprothese.



**Abbildung 1.3:** Intramedulläres Implantat zur Fixierung einer Oberschenkelfraktur. Die Schrauben zur distalen Verriegelung (rechts) müssen exakt in die dafür vorgesehenen Bohrlöcher der Metallstange gesetzt werden.

- **Umsetzung therapeutischer Zielvorgaben** – Konkrete und definierte Ziele, wie z.B. die Platzierung einer Hüft- oder Kniegelenkendoprothese für einen speziellen Gelenkwinkel oder die korrekte Positionierung von Schrauben, müssen erreicht werden.

Intraoperative Navigationssysteme unterstützen den behandelnden Arzt bei der Lösung dieser Probleme, indem sie die verfügbaren Informationen, seien es nun prä- oder intraoperative Bilddaten oder die Lage von Instrumenten bezüglich der anatomischen Strukturen mit den definierten Zielen des Eingriffes in Bezug setzen und geeignet präsentieren.

### 1.1.3 Vor- und Nachteile einer Computerunterstützung

Aus der Möglichkeit zur Handhabung der in 1.1.2 geschilderten Probleme resultieren durch die Anwendung intraoperativer Navigationssysteme Vorteile für den Patienten, den Arzt und die Gesellschaft. Als entscheidend werden dabei die folgenden Punkte angesehen [JT01]:

- **Qualitätssteigerung operativer Eingriffe** – Konventionelle Eingriffe können präziser durchgeführt werden und die verbesserte Darstellung der Operationssituation steigert die Qualität intraoperativ getroffener Entscheidungen des Arztes.
- **Neuartige Behandlungsmöglichkeiten** – Neue, den Patienten schonende – d.h. weniger invasive – Techniken werden durch die gesteigerte Präzision und die bessere Visualisierung des Eingriffes möglich.
- **Zeitersparnis** – Das gewünschte Operationsziel kann schneller erreicht werden.
- **Geringere Strahlenbelastung** – Es werden weniger Aufnahmen mit der intraoperativen Bildgebung benötigt, wodurch eine geringere Strahlenbelastung für Patient und OP-Personal resultiert.

- **Kostenersparnis** – Die Steigerung der Qualität und der Fokus auf weniger invasive Operationstechniken verkürzt die Liegezeit des Patienten nach der Operation und mindert das Risiko, dass Nachfolgebehandlungen nötig werden.
- **Bessere Datenerfassung und Dokumentation** – Intraoperative Navigationssysteme können während der Operation Daten erheben und speichern, mit Vorteilen für das Klinikmanagement, Forschung und Lehre.

Als Beleg zur Qualitätssteigerung durch Navigationssysteme können Untersuchungen bezüglich dem Setzen von Pedikelschrauben angesehen werden. [LLY<sup>+</sup>00] weist hierzu eine Verringerung der durch falsch gesetzte Schrauben perforierten Pedikel von 13,4% auf 4,6% bei Verwendung eines Navigationssystems nach. [Sch02] kommt in einer ähnlichen Studie zu einer Senkung von 31,9% auf 17,5%. Obwohl der Erfolg eines Eingriffs zum Setzen von Pedikelschrauben nicht unmittelbar mit einem nicht perforierten Pedikel gleichzusetzen ist<sup>1</sup>, zeigen diese Ergebnisse eine signifikante Verbesserung in der Genauigkeit bei der Umsetzung des Planungszieles gegenüber der konventionellen Methode.

Den Vorteilen müssen in der Praxis auch Nachteile gegenüber gestellt werden:

- Der Anwender benötigt ein hohes Maß an technischem Verständnis, um Probleme und Eigenheiten des Systems zu verstehen. Vor allem ungeübte Ärzte sind mit der Komplexität der Systeme oft überfordert.
- Für die Inbetriebnahme des Systems ist ein zusätzlicher Zeitbedarf zu kalkulieren, z.B. um das System steril abzudecken.
- Hoher Platzbedarf des Systems in der beengten Situation des Operationssaales.
- Hohe Kosten für kommerzielle Systeme in der Größenordnung von derzeit ca. 250 000 € [Sch02].
- Unter Umständen ergibt sich eine erhöhte Strahlenbelastung für den Patienten, wenn z.B. CT-Datensätze in höherer Auflösung als für einen konventionellen Eingriff erforderlich erhoben werden müssen, da das Navigationssystem eine bessere Qualität der Daten benötigt [Sch02].

Weitere Probleme ergeben sich bei der Verwendung aktiver Systeme – d.h. Robotik-Systeme, die selbständig Fräse- oder Säge-Aktionen durchführen, insbesondere bei der bereits in Abschnitt 1.1.1 dargestellten Anwendung zur Unterstützung bei der Implantation von totalen Hüft- bzw. Kniegelenkendothesen. Derartige Systeme weisen verständlicherweise einen erhöhten Bedarf an Sicherheit für den Patienten und für das Operations-Personal auf, die sich im Gegensatz zu industriellen Arbeitsplätzen direkt im Arbeitsbereich des Gerätes befinden. Auch sind die erwarteten positiven Effekte für den Patienten, wie eine kürzere Einheilzeit und längere Standzeit des Implantats aufgrund der größeren Kontaktfläche zur Prothese durch die präzisere Bearbeitung des Knochens, bisher nicht nachgewiesen. Da dies einhergeht mit einer verlängerten Operationszeit, einer größeren Freilegung des Knochens und weiteren Nachteilen für den Patienten, ist die Kosteneffizienz dieser Systeme fraglich [BMSG01, Sch04].

Eine sinnvolle Anwendung intraoperativer Navigation erfordert somit eine sorgfältige Abwägung der vorgestellten Vor- und Nachteile und sollte an den Anforderungen des unterstützten Eingriffes und den Bedürfnissen des Patienten orientiert sein.

### 1.1.4 Stand der Technik intraoperativer Navigation

Trotz der vielfältigen, in 1.1.1 dargestellten Anwendungsszenarien besitzen intraoperative Navigationssysteme eine häufig auftretende Grundstruktur mit gleichartigen Komponenten, die am Beispiel eines

---

<sup>1</sup>Tatsächlich ergeben aktuelle Untersuchungen [HAI<sup>+</sup>03] sogar, dass zentral platzierte Pedikelschrauben vor allem bei großen Pedikeln im Lendenbereich wegen dem geringeren Kontakt mit kompakten Knochenschichten eine verminderte Ausreisskraft als dezentral, den Knochen leicht penetrierend gesetzte Schrauben besitzen.



*Abbildung 1.4:* Aufbau eines fluoroskopiebasierten Navigationssystems. Im Vordergrund ein steril abgedeckter und für die Navigation vorbereiteter C-Bogen. Hinten links der Navigationsrechner für die Planung und Visualisierung während des Eingriffes. Rechts daneben die Kamera des 3D-Lokalisierungssystems.

fluoroskopiebasierten Navigationssystems in Abb. 1.4 dargestellt sind. Es sind dies:

- die Verwendung von Vorrichtungen zur Erfassung der Lage von medizinischen Instrumenten und des Patienten, dies wird häufig auch mit *3D-Lokalisierung* oder *Tracking* bezeichnet.
- die Integration von präoperativen und intraoperativen Verfahren zur Akquise von Bildinformationen mit zugehöriger räumlicher Positionierung der Daten – dies umfasst den schwierigen Komplex der Kalibrierung und Registrierung von Bilddaten.
- die Planung und Definition des Zieles des Eingriffes, z.B. durch Markieren von Zielregionen in den prä- oder intraoperativen Bilddaten.
- die Visualisierung und Führung zur Umsetzung der geplanten Ziele.

Insbesondere die ersten beiden Komponenten sind dabei mit einem beträchtlichen Aufwand an Hard- und Software verbunden und in ihren Details Gegenstand der aktuellen Forschung, so dass sie in den nun folgenden Abschnitten genauer betrachtet werden.

### 1.1.4.1 3D-Lokalisierungssysteme

3D-Lokalisierungssysteme (Trackingsysteme) dienen der Messung von Positionen (drei Freiheitsgrade), einem Positions-Richtungs-Paar (fünf Freiheitsgrade) oder der vollständigen Lage (Position und Orientierung, sechs Freiheitsgrade) von Koordinatensystemen im dreidimensionalen Raum und deren Verfolgung (Tracken) bei Bewegungen. Es existieren kommerzielle Systeme, wobei diese in der Regel auf einem der folgenden physikalischen Prinzipien basieren [Sim97, BWA01]:

- **Mechanisches Tracking** – Es wird ein Koordinatensystem verfolgt, dessen Lage zu einem Basiskoordinatensystem mittels einer mechanischen Verbindung mit Winkelencodern erfasst wird.

- **Ultraschallbasiertes Tracking** – Die Position eines Instruments wird über Laufzeitunterschiede eines akustischen Signals zu drei Mikrofonen bestimmt.
- **Magnetisches Tracking** – Die Lage des getrackten Koordinatensystems wird über Spulen relativ zu einem Magnetfeldgenerator erfasst.
- **Optisches Tracking** – Die 3D-Positionen von speziellen Marken werden auf Basis von Bildern mindestens zweier Kameras mit bekannter Relativposition zueinander bestimmt.

Die Arbeit von [BWA01] bietet eine detailliertere Beschreibung der verschiedenen physikalischen Grundlagen hierzu.

Bei intraoperativen Navigationssystemen kommen meist optische Systeme zum Einsatz, da diese mit einer typischen mittleren Abweichung zur tatsächlichen, absoluten Position von 0,1-0,5 mm hochpräzise sind [Sim97] und es ermöglichen, mehrere Koordinatensysteme gleichzeitig und in Echtzeit – d.h. mit 20-30 Messungen pro Sekunde – zu verfolgen. Es wird zwischen aktiven Systemen, bei denen die verfolgten Marken selbst Infrarot-Lichtblitze aussenden, und passiven Systemen unterschieden. Die Marken passiver Systeme sind in der Regel spezielle retroreflektive<sup>2</sup> Kugeln oder Scheiben, welche ein von der Kamera ausgehendes Infrarot-Signal zu dieser zurück reflektieren. Durch die Verwendung des für Menschen nicht sichtbaren Infrarot-Bereichs werden Störungen des Operationsablaufs vermieden, daneben sind die Komponenten eines Navigationssystems häufig die einzigen intensiven Lichtquellen in diesem Frequenzbereich, so dass die Marken zuverlässig detektiert und verfolgt werden können.

Passive System sind für intraoperative Anwendungen besser geeignet, da die getrackten Vorrichtungen keine eigene Stromversorgung bzw. störende Kabel benötigen und keinerlei Elektronik enthalten. Sie sind deshalb einfach durch Autoklavieren<sup>3</sup> zu sterilisieren. Abb. 1.5 zeigt die Komponenten eines aktiven 3D-Lokalisierungssystems, das für diese Arbeit zur Verfügung stand.

Optische Systeme besitzen den Nachteil, dass eine freie Sichtlinie zwischen dem getrackten Instrument und der Kamera des Systems vorhanden sein muss. Dies ist jedoch in der beengten Situation eines Operationssaales nicht immer gewährleistet. Es werden deshalb auch magnetische Systeme verwendet, die ohne direkte Sichtverbindung Instrumente verfolgen können. Die Sensoren von modernen Systemen sind dabei so klein, dass Anwendungen für die Verfolgung einer Nadel innerhalb des Patienten denkbar sind [GCB02]. Der Nachteil magnetischer System ist ihre geringere Genauigkeit. Insbesondere in der Nähe ferromagnetischer Materialien, welche das Magnetfeld verzerren, können Fehler im Bereich 5-10 mm entstehen [Sim97, Bir00].

Daneben existieren auch Ansätze für hybride Systeme, welche ein optisches und ein magnetisches System in sich kombinieren und dadurch die Vorteile der beiden Welten vereinen [Bir00].

Trackingsysteme verfolgen die Lage von Koordinatensystemen, wie sie durch die jeweiligen getrackten Vorrichtungen definiert werden. Diese müssen zu den relevanten Koordinatensystemen der Anwendung erst in Bezug gesetzt werden. Beispiele hierfür sind:

- Werkzeug- bzw. instrumentspezifische Koordinatensysteme, wie die Richtung einer Biopsienadel, die Achse eines Bohrers sowie die Ausrichtung eines Sägeblatts.
- Lage des Patienten bzw. der anatomischen Zielstrukturen des Eingriffes.

Für medizinische Instrumente ergibt sich dadurch ein Kalibrierschritt, um die Ausrichtung der spezifischen Achsen und Ebenen bezüglich des Koordinatensystems der verfolgten Vorrichtung zu bestimmen. Für die Spitze eines Bohrers kann dies z.B. durch Pivotieren geschehen. Der Bohrer wird dabei mit der Spitze in einer dafür vorgesehenen Mulde eines speziellen Kalibrierkörpers gedreht. Da der Bohrer durch das

---

<sup>2</sup>Retroreflektive Objekte reflektieren Licht zu dem Punkt zurück, von dem es ausgesandt wurde, z.B. Rückstrahler am Fahrrad (*Katzenauge*).

<sup>3</sup>Abtötung von Keimen durch heißen Wasserdampf.

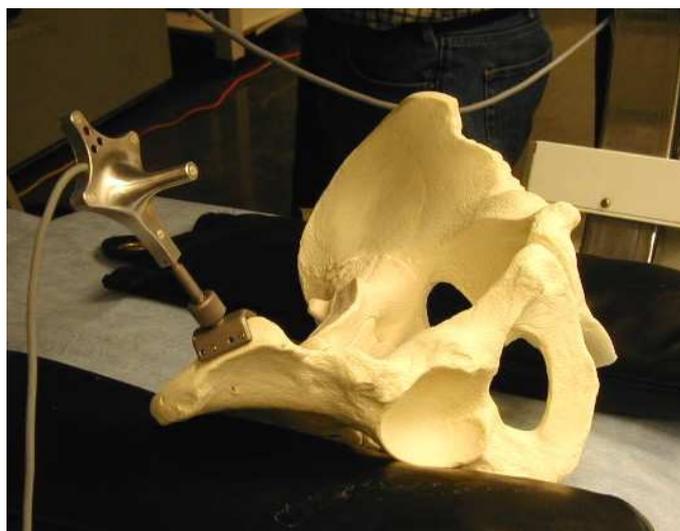


(a) Flashpoint 5000 - Kamera



(b) Instrumente

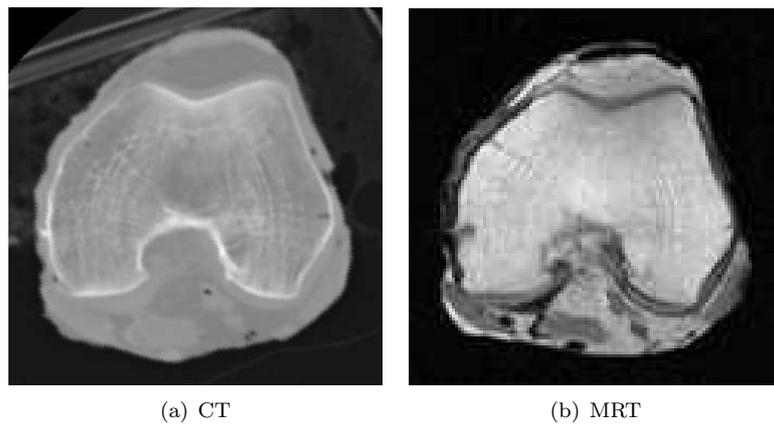
**Abbildung 1.5:** Übersicht über die Komponenten des aktiven 3D-Lokalisierungssystems „Flashpoint 5000“ der Firma „Image Guided Technologies“ (IGT): (a) Kamera des Trackingsystems, (b) von links nach rechts: kabelloser Referenzrahmen zur Befestigung am Patienten, kabelloses Zeigelinstrument, Zeigelinstrument mit Kabel. Links oben: steril verpackte Batterie für kabellose Instrumente.



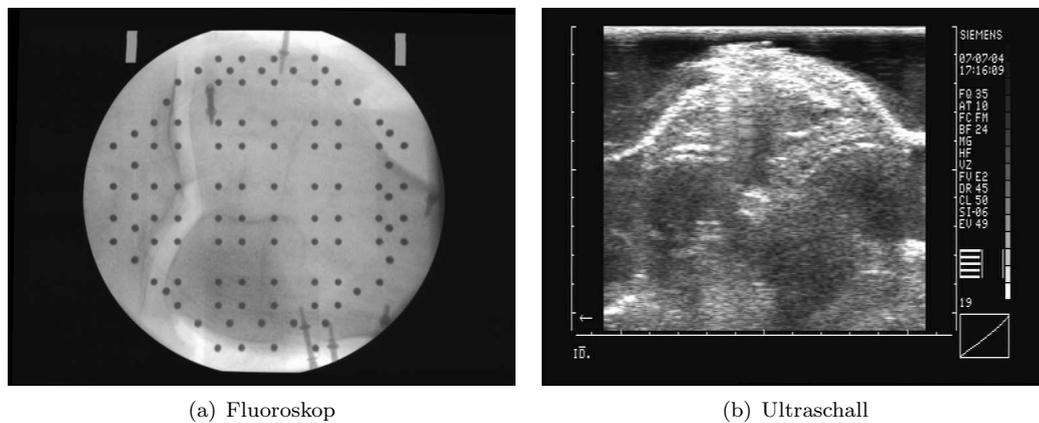
**Abbildung 1.6:** Lageverfolgung des Patienten durch eine rigide Befestigung (Verschraubung) der getrackten Vorrichtung am Knochen.

Trackingsystem verfolgt wird, kann die Bohrerspitze als Fixpunkt der Bewegung ermittelt werden. Ein weiterer Ansatz zur Bestimmung der Achse eines Bohrers wird in Abschnitt 6.3.1.2 beschrieben.

Für das Tracken der Lage des Patienten werden an diesem ebenfalls die Trackervorrichtungen befestigt, typischerweise indem diese, wie in Abb. 1.6, mit einem Knochen verschraubt werden und dadurch eine feste Verbindung zu dem verfolgten Koordinatensystem hergestellt wird. Sind mehrere zueinander bewegliche anatomische Zielstrukturen für die Navigation von Interesse, so muss jede mit einer solchen Vorrichtung bestückt werden.



**Abbildung 1.7:** Beispiele präoperativer, dreidimensionaler Bildgebung. Aufnahmen eines menschlichen Knies mittels (a) Computertomographie und (b) Magnetresonanztomographie. Es wird jeweils nur eine einzelne Schicht eines kompletten Volumens dargestellt.



**Abbildung 1.8:** Beispiele intraoperativer, zweidimensionaler Bildgebung. Aufnahmen eines menschlichen Knies mittels (a) eines Fluoroskops und (b) Ultraschall.

#### 1.1.4.2 Integration prä- und intraoperative Bildgebung

Die von den 3D-Lokalisierungssystemen ermittelten Messungen bezüglich der Lage von Instrumenten und anatomischen Strukturen des Patienten werden zu den verfügbaren Bildinformationen in Beziehung gesetzt und mittels Einblend-Techniken visualisiert. Dieses reale Bildmaterial kann dabei entweder separat vor dem Eingriff – d.h. präoperativ – oder während des Eingriffes akquiriert werden. Typische präoperative Quellen sind hier Aufnahmen mittels der *Computertomographie (CT)* oder *Magnet-Resonanztomographie (MRT)* (siehe Abb. 1.7), welche beide 3D-Informationen in Form von Volumen-Daten liefern. Über standardisierte Schnittstellen – z.B. dem *Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM)*-Standard der *National Electrical Manufacturers Association (NEMA)* [NEM93] – können diese Datensätze zusammen mit der zugehörigen Geometrie der Aufnahmen dem Navigationssystem zugänglich gemacht werden.

Als Standard der intraoperativen Bildgebung für Navigationssysteme ist der C-Bogen (Fluoroskop) anzusehen [HSBN97, JMS<sup>+</sup>99, Bra99, LYJ02, ERRW02, SBP03], eine mobile röntgenbasierte Technik, die projektive Aufnahmen des Patienten aus verschiedenen Richtungen erlaubt. Eine detaillierte Beschreibung derartiger Geräte erfolgt in Kapitel 2. Wegen der mit dieser Bildgebung einhergehenden Strahlenbelastung ist auch ein allgemeines Interesse für die Verwendung von Ultraschall als intraoperative

Bildgebung erkennbar [GLP01, BWR<sup>+</sup>02, PBH<sup>+</sup>04], wobei jedoch aufgrund unterschiedlicher Laufzeiten des Schalls in den verschiedenen Gewebetypen – Fett, Muskel oder Knochen – starke nichtlineare Verzerrungen auftreten. Der dabei entstehende Fehler kann bis zu 10% der durchschallten Wegstrecke betragen [Wür04]. Daneben werden durch Ultraschall auch nur Gewebeübergänge abgebildet – z.B. die Oberfläche von Knochen, hinter der sich aufgrund der Absorption der Schallenergie ein Schatten ausbildet – und die Bildqualität ist verglichen mit den anderen Modalitäten schlecht, wie der direkte Vergleich zu einer C-Bogenaufnahme in Abb. 1.8 zeigt.

Ultraschall und C-Bogen liefern beide 2D-Bildmaterial, das für viele Anwendungen ausreicht. Trotzdem wird im Bereich der Forschung als auch von Herstellerseite versucht, bildgebende 3D-Verfahren im Operationssaal zu etablieren. Es handelt sich dabei um spezielle, mit der Fähigkeit zur 3D-Rekonstruktion ausgestattete 3D-C-Bögen, die mittels der bekannten Techniken der Computer-Tomographie aus Projektionsbildern 3D-Volumen rekonstruieren [EWP<sup>+</sup>00]. [GHW<sup>+</sup>03] zeigt die Anwendung eines derartigen Systems im Rahmen einer intraoperativen Navigation zum Setzen von Pedikel-Schrauben. Daneben existieren auch mobile *CT*- und interventionelle *MRT*-Geräte und Ansätze zu deren Integration in ein intraoperatives Navigationssystem [HEH<sup>+</sup>99, CSG<sup>+</sup>01, GNK<sup>+</sup>01, OSK<sup>+</sup>02]. Probleme für die Praxis entstehen aus der erhöhten Strahlenbelastung bei 3D-C-Bögen und mobilen *CT*s, sowie daraus, dass ferromagnetische Instrumente nicht mit interventionellen *MRT*-Geräten verwendet werden können.

Die Verwendung von Bildinformationen innerhalb einer intraoperativen Navigation erfordert in der Regel eine Kalibrierung des entsprechenden Gerätes. Für die korrekte Abbildung der vom Trackingsystem bestimmten Lage medizinischer Instrumente in die Bilder ist die Kenntnis über deren Auflösung, räumliche Position und Orientierung bzw. deren projektiven Eigenschaften essentiell. Darüber hinaus weisen einige Modalitäten, wie *MRT*, Ultraschall oder auch die Anwendung eines C-Bogens, physikalisch bedingte, nichtlineare Verzerrungen auf, so dass die Bilder mittels geeigneter Verfahren der Bildverarbeitung entzerrt werden müssen. So zeigen die Arbeiten [HSBN97, Bra99, LYJ02, SBP03] die Kalibrierung von C-Bogengeräten für den Einsatz in einem intraoperativen Navigationssystem, während [PRGB97, Wür04, Kra05] den entsprechenden Fragestellungen für Ultraschallgeräte und [Bur03] denen für *MRT* gewidmet sind.

Während die Lage der intraoperativen Bildinformation bezüglich des Patienten aufgrund der Kalibrierung und der Verwendung eines 3D-Lokalisierungssystems in der Regel bekannt ist, müssen präoperative Daten erst geeignet in der intraoperativen Situation lokalisiert werden. Der hierfür nötige Vorgang wird als Registrierung bezeichnet und ist Gegenstand vieler aktueller Forschungsprojekte. Kapitel 7 beschreibt hierzu die Registrierung von *CT*-Datensätzen mit intraoperativ mittels eines C-Bogens erfassten Röntgenbildern.

## 1.2 Einordnung dieser Arbeit

### 1.2.1 Übersicht über die verwendete Hard- und Software

Die vorliegende Arbeit beschreibt die Kernkomponenten eines für die klinische Praxis einsetzbaren, passiven Navigationssystems. Dieses unterstützt die Integration präoperativer *CT*-Datensätze und die Verwendung intraoperativer Röntgenbilder, die mittels eines C-Bogens aufgenommen werden.

Das System wurde am Lehrstuhl für Informatik IX der Technischen Universität München in Zusammenarbeit mit der Klinik für Orthopädie und Sportorthopädie des Klinikums rechts der Isar entwickelt und dient als Experimentier- und Entwicklungsplattform für neue Konzepte zur navigierten Unterstützung innerhalb des Gebietes der Orthopädie.

Der Quelltext des Systems besitzt einen Umfang von ca. 70 000 Zeilen C++-Code [Str97] für die Applikation und unterstützende Bibliotheken. Letztere enthalten Algorithmen zur Bildverarbeitung, numerischen Mathematik sowie zur Handhabung von geometrischen Objekten im 2D- und 3D-Raum. Als weitere,

wichtige Komponenten sind hier die Schnittstellen zur Hardware des 3D-Lokalisierungssystems, des Framgrabbers für die Bildaufnahme sowie der Import von Volumendaten im *DICOM*-Format zu nennen. Ca. 100 000 weitere Zeilen Quellcode entstanden für Software-Modul-Tests (ca. 1400 *Unit-Tests* [Tha00]), zur Simulation von Teilabläufen der Navigation und Hilfsprogramme für wissenschaftliche Experimente. Für die letzten beiden Punkte kam auch mehrfach die Programmiersprache *C#* [Gun00] wegen ihrer hervorragenden *Rapid-Prototyping*-Eigenschaften zum Einsatz. Die unterstützten Betriebssysteme sind Linux und Microsoft Windows.

Auf der Hardware-Seite standen die folgenden Komponenten zur Verfügung:

- C-Bogensysteme der Typen *Siemens Siremobil 2* und *Philips BV25*.
- Ein in Zusammenarbeit mit der Firma *Stryker-Leibinger* entwickeltes Phantom für die Kalibrierung von C-Bogensystemen.
- 3D-Lokalisierungssysteme der Modelle *Flashpoint 5000* der Firma *Image Guided Technologies (IGT)* und *Polaris* der Firma *Northern Digital Inc. (NDI)*.
- Handelsübliche Personal-Computer, ausgestattet mit einer *Framegrabber*-Karte zur Digitalisierung der vom C-Bogen gelieferten Röntgenbilder.

### 1.2.2 Verwandte Arbeiten und zusätzliche Beiträge dieser Arbeit

Der erste Teil dieser Arbeit – Kapitel 2 bis 5 – beschreibt Techniken zur Integration eines Fluoroskops in ein intraoperatives Navigationssystem. Dies kann als direkte Fortführung im Sinne einer Weiterentwicklung und Optimierung der Arbeit von Christian Brack verstanden werden, der in [Bra99] die prinzipielle Anwendung eines kalibrierten C-Bogens zur fluoroskopiebasierten Navigation zeigt. Weitere, ähnliche Ansätze sind in den Arbeiten [HSBN97, LYJ02, ERRW02, SBP03] zu finden.

Ausgehend von dieser Grundlage wurde ein intraoperatives Navigationssystem entwickelt, das ein vollständiges, robustes und einfach anzuwendendes Gesamtkonzept für allgemeine Navigationsprobleme im Kontext der Orthopädie darstellt. Die dabei entstandenen, zusätzlichen Beiträge zu diesem Themengebiet umfassen Versuchsserien und Erweiterungen, die vor allem für einen Einsatz in der klinischen Praxis relevant sind. Dies beinhaltet:

- Eine schnelle und präzise Detektion von Kalibriermarken mittels der Hough-Transformation (siehe Kapitel 3), die sich als robuster gegenüber typischen Überlagerungen in den Röntgenbildern im Vergleich zu Methoden des gewichteten Schwerpunkts der Pixel einer Marke erwies, wie er in [LYJ02] beschrieben wird.
- Eine Zuordnung der detektierten Markenpositionen zu korrespondierenden Modellmarken mittels des *RANSAC*-Algorithmus in Abschnitt 3.3.1. Das hier vorgeschlagene Verfahren ist schnell und erweist sich als robust gegenüber einer Drehung, Verschiebung oder Spiegelung des Bildes.
- Die automatische Retusche von Kalibriermarken mittels der Abschätzung von Grauwert-Intensitäten für Pixel im Inneren der Marken durch die räumliche Interpolationsmethode der *Thin-Plate-Splines* in Abschnitt 3.4.
- Die Evaluierung räumlicher Interpolationsmodelle zur Entzerrung der Röntgenbilder in Kapitel 4. Es werden mehrere verschiedene Lösungsansätze bezüglich ihrer Fähigkeit zur Modellierung der tatsächlich in den Röntgenbildern auftretenden Verzerrungen und ihrer Stabilität, insbesondere in Hinblick auf Fehler in der Markendetektion und -zuordnung, beurteilt. Darunter auch Interpolationsmodelle, wie die *Thin-Plate-Splines*, *Hardy-Multi-Quadrics* sowie das aus der Geostatistik stammende *Kriging*, deren Einsatz für die fluoroskopiebasierte Navigation in der dem Autor bekannten Literatur bislang nicht beschrieben wurde.

- Die Evaluierung verschiedener Algorithmen zur Bestimmung der Projektionsgeometrie in Kapitel 5 und Versuchsserien zu deren Auswirkungen auf die Konstruktion der entsprechenden Kalibrier-  
vorrichtung, insbesondere hinsichtlich deren Abmessungen, um die Freiheit bei der Bewegung des  
C-Bogengerätes während eines Eingriffes in möglichst geringem Ausmaß zu beschneiden.

Die in der Literatur beschriebenen Arbeiten zur fluoroskopiebasierten Navigation beschränken sich bei den Teilschritten zur Kalibrierung meist nur auf die Betrachtung eines einzelnen Verfahrens. Im Vergleich dazu wird in dieser Arbeit bei den verschiedenen Komponenten auf eine detaillierte Verifikation und Validierung bezüglich mehrerer Alternativen an simulierten oder wenn möglich realen Daten Wert gelegt. Im Vordergrund stehen dabei vor allem für die Praxis relevante Problemstellungen, wie die Stabilität der Verfahren gegenüber typischer, im praktischen Einsatz nicht vermeidbarer Störungen und Artefakte in den intraoperativen Bilddaten, wie z.B. die Verdeckung von Marken durch Metallteile des Operationstisches oder chirurgischen Instrumenten.

Der zweite Teil dieser Arbeit ist den Anwendungen des entwickelten Navigationssystems und weiterführenden Konzepten im Kontext orthopädischer Eingriffe gewidmet. Dabei wurden die folgenden beiden Problemstellungen betrachtet:

- Die konkrete Unterstützung mittels innovativer, intraoperativer Planungstechniken für die operative Behandlung aseptischer Knochennekrosen und der Hüftkopflösung (Epiphysiolysis Capitis Femoris) bei Kindern (siehe Kapitel 6).
- Die schnelle und robuste intensitätsbasierte 2D/3D-Registrierung von präoperativen *CT*-Datensätzen mit intraoperativen Röntgenbildern in Kapitel 7. Dies ist ein ergänzendes Grundkonzept für viele intraoperative Anwendungen und basiert im Kern auf den Arbeiten von [PWL<sup>+</sup>98, Rot00, LaR01].

Die zusätzlichen Beiträge der vorliegenden Arbeit zu diesem allgemein bekannten Ansatz umfassen:

- Die dynamische Bestimmung der Auswertungsregion des intensitätsbasierten Vergleichsmaßes für den Vergleich zwischen Röntgenbild und aus der *CT* mittels Verfahren der Volumenvisualisierung gewonnenen Ansichten zur Beschleunigung und Stabilisierung der Registrierung.
- Die Verwendung des Rangordnungs-Korrelationskoeffizienten nach Spearman [FKPT97] als Vergleichsmaß für die intensitätsbasierte Registrierung von *CT*-Datensätzen mit fluoroskopiebasierten Röntgenbildern und der Vergleich mit vier weiteren, bereits aus der Literatur bekannten Vergleichsmaßen.
- Optimierung und Vergleich zweier, auf der Verwendung von allgemein verfügbarer Grafikhardware basierender Verfahren zur schnellen Volumenvisualisierung in Hinblick auf ihre Eignung zur intensitätsbasierten 2D/3D-Registrierung.

Die hierzu vorgestellten Algorithmen werden bezüglich der Qualität der Ergebnisse der Registrierung und des benötigten Zeitbedarfs in detaillierten Versuchsserien evaluiert.

Das Augenmerk liegt bei diesen beiden weiterführenden Konzepten vor allem auf der Optimierung des benötigten Zeitbedarfs und der einfachen Anwendung, um einen intraoperativen Einsatz dieser Techniken zu ermöglichen.

Eine weitere Zielsetzung der vorliegenden Arbeit ist die Verwendung vorhandener Hardware, z.B. eines bereits im klinischen Einsatz befindlichen C-Bogensystems, um eine kostengünstige Navigationslösung zu erhalten und damit den breiten und allgemeinen Einsatz intraoperativer Navigation zu erlauben.

## Kapitel 2

# Grundkonzepte fluoroskopiebasierter Navigation

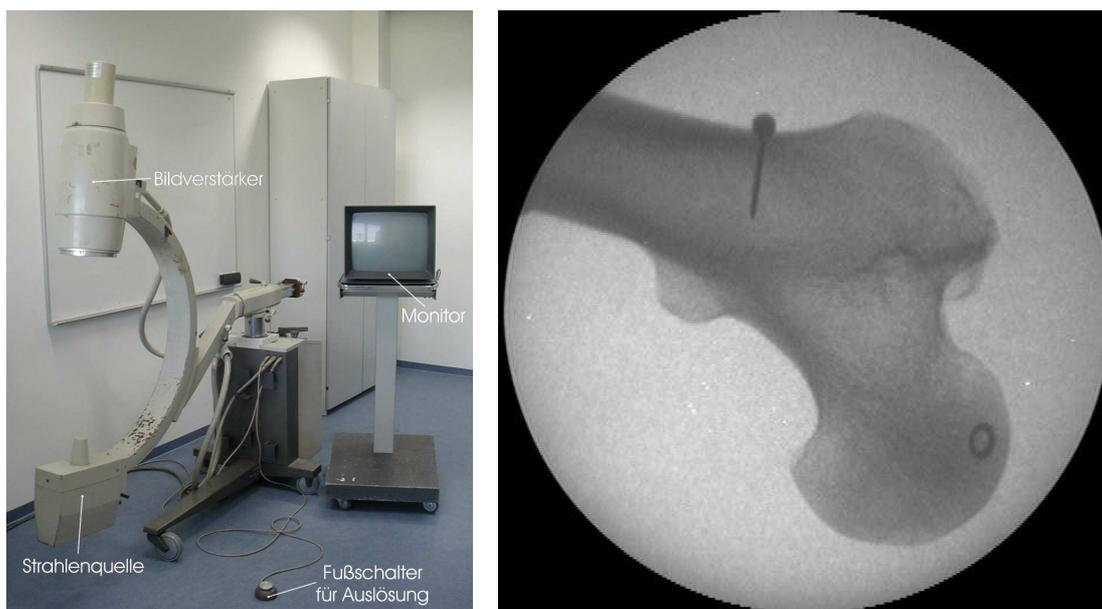
### 2.1 Fluoroskopiebasierte Techniken als intraoperative Bildgebung

Das Fluoroskop ist ein röntgenbasiertes Bildgebungssystem, das vor allem zur Darstellung der intraoperativen Situation – z.B. der Lage von Instrumenten bezüglich des Patienten – eingesetzt wird. Ausgehend von einer Strahlenquelle wird Röntgenstrahlung emittiert. Diese durchdringt den Patienten und wird dabei gewebespezifisch abgeschwächt. Nach dem Austritt der Strahlung aus dem Patienten wird diese mittels eines speziellen Detektors gemessen und als Bild auf einem Monitor dem Anwender präsentiert.

Im Gegensatz zu herkömmlichen Röntgenaufnahmen beruht die Darstellung der nicht durch den Patienten absorbierten Strahlung nicht auf Basis der Schwärzung einer Fotoplatte, sondern auf der Abgabe von Licht durch spezielle fluoreszente Materialien unter dem Einfluss von Röntgenstrahlen. Dadurch entfällt die Entwicklung eines Röntgenfilms. Die Bilder entstehen unmittelbar und erlauben die Darstellung von Bewegungsabläufen in Echtzeit.

Die grundlegenden Techniken der Fluoroskopie sind seit der Entwicklung durch Thomas Alva Edison im Jahre 1896, nur wenige Monate nach der Entdeckung der Röntgenstrahlung, bekannt. Das anfängliche Problem der nur schwachen Leuchtkraft der Röntgenbilder wurde 1948 von J.W. Coltman durch die Einführung des in Abschnitt 2.1.1.3 beschriebenen Bildverstärkers behoben, der auch heute noch einen zentralen Bestandteil fluoroskopiebasierter Durchleuchtungsanlagen stellt.

Intraoperative Einsatzgebiete von fluoroskopiebasierten Techniken sind wegen der starken Abschwächung der Röntgenstrahlung durch Knochen und der damit verbundenen kontrastreichen Darstellung vor allem die Orthopädie und Traumatologie. Ein Großteil der in Abschnitt 1.1.1 beschriebenen Anwendungen werden konventionell unter visueller Kontrolle mittels eines C-Bogens durchgeführt. Ein weiteres, häufiges Anwendungsgebiet liegt in der Angiographie, bei der durch die Gabe von Kontrastmitteln der Verlauf von Blutgefäßen dargestellt werden kann. Dies dient z.B. der Untersuchung von Stenosen (Verengungen) der Herzkranzgefäße mittels eines Herzkatheters und deren Behandlung durch eine Ballondilatation im Rahmen einer so genannten Angioplastie.



(a) C-Bogensystem Siemens Siremobil 2

(b) Röntgenbild

**Abbildung 2.1:** (a) Eines der C-Bogensysteme, das für diese Arbeit zur Verfügung stand. (b) Ein damit erzeugtes Röntgenbild eines menschlichen Oberschenkelknochens ohne umgebendes Weichgewebe.

## 2.1.1 Technik und Aufbau einer C-Bogenanlage

Bei der C-Bogentechnik wird die Strahlenquelle und der Detektor, wie in Abb. 2.1 ersichtlich, in einer C-förmigen Anordnung zusammengefasst, die mechanisch so gelagert ist, dass sie Aufnahmen aus beliebigen Richtungen durch den Patienten gestattet. C-Bogensysteme können an beweglichen Wagen befestigt sein oder sie hängen fest eingebaut von der Decke des Operationssaales.

Das Einstellen der Orientierung geschieht manuell. Nach dem Lösen einer Gelenkbremse ist der C-Bogen in dem zugehörigen Gelenk frei beweglich und kann geeignet positioniert werden. Lediglich die Auf- und Abbewegung der C-förmigen Anordnung wird durch das Gerät maschinell unterstützt. Abb. 2.2 zeigt die typischen Freiheitsgrade eines C-Bogens. Zusätzliche drei Freiheitsgrade resultieren aus der Möglichkeit, das Gerät mit Hilfe des Wagens zu bewegen.

### 2.1.1.1 Erzeugung der Röntgenstrahlen

Zur Erzeugung der Röntgenstrahlung werden spezielle Röntgenröhren [FR88, SFS93] (siehe Abb. 2.3) verwendet, die in einem Vakuum eine negativ geladene Elektrode (Kathode) und eine positiv geladene Elektrode (Anode) enthalten, jeweils bestehend aus dem hitzebeständigen Metall *Wolfram* bzw. Legierungen daraus. Durch Hochspannung wird die Kathode zum Glühen angeregt, wobei Elektronen emittiert werden. Durch Anlegen einer zusätzlichen Spannung zwischen Kathode und Anode werden die Elektronen auf Letztere hin beschleunigt. Ein negativ geladener *Wehnelt*-Zylinder sorgt für die Bündelung des Elektronenstrahls.

Dieser Elektronenstrahl trifft im so genannten Brennpunkt – oder auch Brennfleck – auf die Anode. Beim Abbremsen der Elektronen entsteht Röntgenstrahlung – die so genannte Bremsstrahlung –, welche die Röntgenröhre aufgrund der Form und Anordnung der Anode durch ein Austrittsfenster verlässt. Die erzeugte Strahlung besteht aus einem für das verwendete Material der Anode charakteristischen Gemisch verschiedener Wellenlängen.

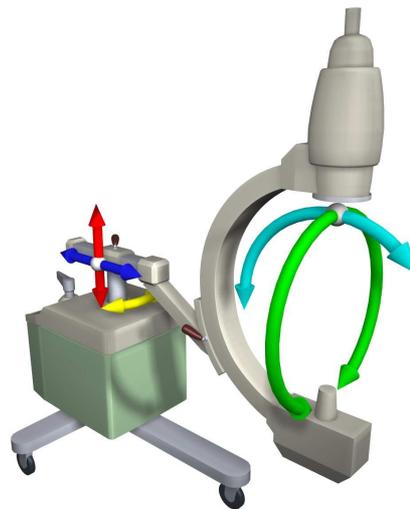


Abbildung 2.2: Freiheitsgrade in der Bewegung eines C-Bogens

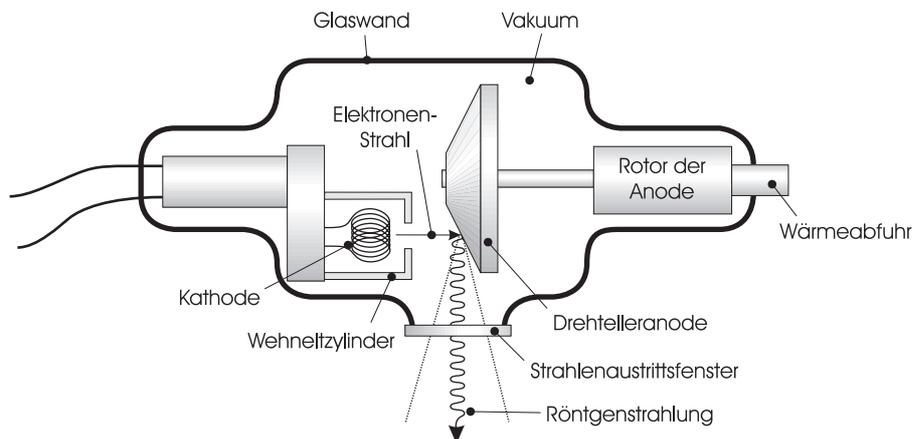


Abbildung 2.3: Querschnitt durch eine Röntgenröhre mit Drehanode.

Nur ca. 0,1-0,5% der kinetischen Energie der Elektronen wird beim Auftreffen auf die Anode in Form von Röntgenstrahlung abgegeben. Der weitaus größere Teil wird dabei in Wärme umgesetzt, wodurch sich das Material am Brennpunkt stark erwärmt. Um die Lebensdauer zu erhöhen werden deshalb spezielle Drehteller-Anoden verwendet, bei denen die Anode rotiert und so die Energie der Elektronen auf eine größere Fläche verteilt wird. Momentan nicht bestrahlte Bereiche können die aufgenommene Energie abstrahlen, so dass ein weiterer Kühleffekt erreicht wird.

Da die Elektronen beim Auftreffen auch in das Material eindringen, liegt der Brennpunkt nicht direkt auf der Oberfläche der Anode. Wegen der Schrägstellung der Anoden-Oberfläche und der damit verbundenen unterschiedlichen Wegstrecken der Röntgenstrahlung durch das Material wird eine inhomogene Strahlenverteilung hervorgerufen, die als *Heel-Effekt* bekannt ist und eine ungleichmäßige Helligkeitsverteilung in den Röntgenbildern nach sich zieht.

Für die diagnostische Verwendung von Röntgenstrahlung ist ein möglichst kleiner Brennpunkt anzustreben, um eine scharfe Abbildung der Objekte während der Bildgebung zu erreichen. Handelsübliche Röntgenröhren in C-Bogenanlagen weisen Brennfleck-Durchmesser von 0,3-1,3 mm auf. Die Bestimmung der räumlichen Position des Brennpunktes und damit der projektiven Abbildungseigenschaften ist ein

wesentlicher Punkt bei der Verwendung innerhalb eines intraoperativen Navigationssystems und wird in Kapitel 5 behandelt.

### 2.1.1.2 Innerhalb des Strahlengangs

Röntgenstrahlung ist eine kurzwellige, energiereiche Form elektromagnetischer Strahlung, die sich geradlinig ausbreitet und beim Durchgang durch Materie abgeschwächt wird.

Diese Abschwächung resultiert aus einer Kombination von Absorption und Streuung. Bei der Absorption geht die Strahlung in die kinetische Energie eines Elektrons über, welches sich dadurch aus der Hülle seines Atoms befreien kann. Das Atom wird dabei zu einem geladenen Teilchen – einem Ion –, man spricht deshalb auch von ionisierender Strahlung. Bei der Streuung werden die Strahlen an den Atomen reflektiert. Daneben gewinnt mit steigender Energie der Strahlen auch der so genannte *Compton*-Effekt und der Effekt der *Elektronen-Positronen*-Paarbildung an Gewicht, die ebenfalls zu einer Streuung der Strahlen führen und im Detail in [FR88, SFS93] erläutert sind.

Das Ausmaß der Abschwächung hängt von Dicke, Dichte und dem Atombau des durchstrahlten Materials ab. Daneben werden Strahlen kürzerer Wellenlänge – d.h. mit größerer Energie – weniger stark beim Durchgang durch Materie abgeschwächt und deshalb als “härter“ bezeichnet. Die Eigenschaften des Materials werden in einem von der Wellenlänge  $\lambda$  der Strahlung abhängigen Abschwächungskoeffizienten  $\mu_\lambda$  zusammengefasst.

Die nach dem Durchgang eines Materials mit der Dicke  $d$  von der Ausgangsintensität<sup>1</sup>  $I_{\lambda 0}$  verbleibende Intensität  $I_\lambda$  der Strahlung mit Wellenlänge  $\lambda$  kann nach dem *Lambert-Beerschen-Gesetz* mittels

$$I_\lambda = I_{\lambda 0} \cdot \exp(-\mu_\lambda d) \quad (2.1)$$

bestimmt werden [Wik04].

Der Übergang zu entlang des Strahlenwegs wechselnden Materialien geschieht durch Definition und Integration der Funktion  $\mu_\lambda(s)$  in Abhängigkeit von der Position  $s$  auf dem Strahl:

$$I_\lambda = I_{\lambda 0} \cdot \exp\left(-\int_a^b \mu_\lambda(s) ds\right) \quad (2.2)$$

bzw. für den Logarithmus des Verhältnisses von abgeschwächter Intensität  $I_\lambda$  zu Ausgangsintensität  $I_{\lambda 0}$ :

$$\ln\left(\frac{I_\lambda}{I_{\lambda 0}}\right) = -\int_a^b \mu_\lambda(s) ds \quad (2.3)$$

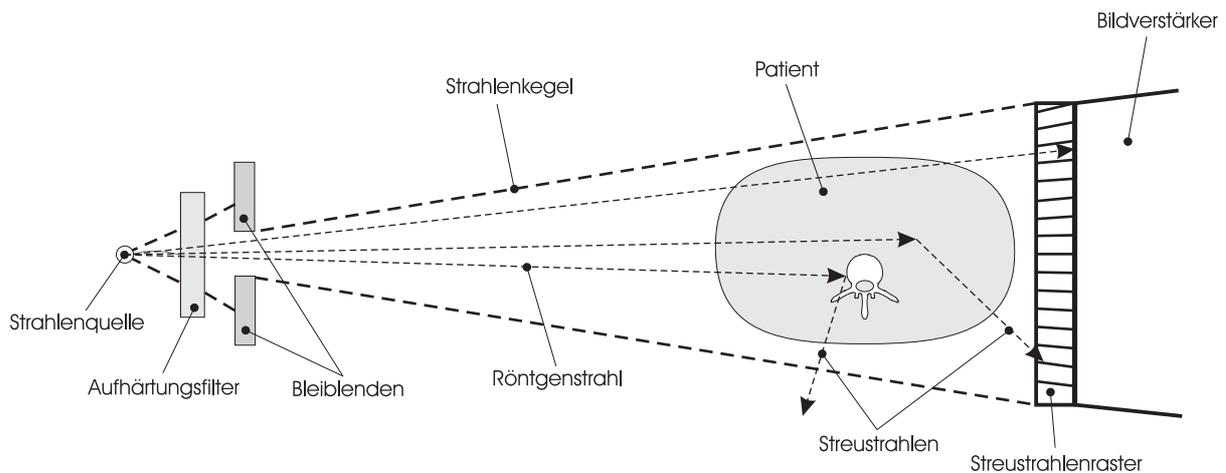
Die Gleichungen (2.1) – (2.3) sind in dieser Arbeit in Kapitel 7 für die Registrierung von *CT*-Datensätzen mit Röntgenbilder wieder von Bedeutung.

Um die Strahlenbelastung für den Patienten zu verringern, werden die Strahlen bereits kurz nach dem Ausgangsfenster der Röntgenröhre typischerweise durch eine Aluminium-Platte von ca. 3-6 mm Durchmesser gefiltert. Dadurch werden weiche Anteile der Röntgenstrahlung, die unzureichende Energie für den gesamten Weg durch den Patienten und somit keinen diagnostischen Wert besitzen, da sie den Detektor nicht erreichen, aus dem Spektrum entfernt. Die Strahlung wird dabei relativ aufgehärtet.

Die gestreuten Anteile der Strahlung bergen neben der Gefährdung der anwesenden Personen Probleme in der Bildgebung durch eine unscharfe Abbildung und Artefakte in sich. Um diesen zu begegnen wird vor der Detektorfläche ein Filter – ein so genanntes Streustrahlenraster – platziert, der nur die Strahlen aus der Richtung der Strahlenquelle passieren lässt.

---

<sup>1</sup>Die Intensität entspricht der Anzahl der Strahlungsquanten (Photonen).



**Abbildung 2.4:** Die Komponente innerhalb des Strahlengangs während einer Aufnahme.

Daneben wird die Streustrahlung auch dadurch reduziert, dass ein möglichst kleiner Bereich durchleuchtet wird. Dazu dienen an der Strahlenquelle Blenden aus Blei, die den erzeugten Strahlungskegel auf die Größe der Detektorfläche des Bildverstärkers anpassen, so dass im Sinne des Strahlenschutzes nur der für eine Aufnahme nötige Bereich bestrahlt wird. Es ist auch möglich, diese Blenden manuell zu bewegen und so den dargestellten Ausschnitt weiter zu verkleinern, wenn dies die konkrete Anwendung erlaubt.

Abb. 2.4 zeigt die zusätzlich in den Strahlengang eingebrachten Komponenten und verdeutlicht deren Wirkung auf den Strahlungskegel.

### 2.1.1.3 Umwandlung der Röntgenstrahlung in Licht mittels eines Bildverstärkers

Der Bildverstärker dient zur Umwandlung der Röntgenstrahlung in sichtbares Licht. Dazu wird eine Detektorfläche in den Strahlengang platziert, die mit einem fluoreszenten Material beschichtet ist, das unter dem Einfluss von Röntgenstrahlung zum Leuchten angeregt wird. Dieser Effekt ist jedoch relativ gering, so dass das Bild mittels einer nachgeschalteten Vorrichtung verstärkt wird.

Dieser Bildverstärker besteht aus einer Vakuum-Röhre, welche die oben genannte Fluoreszenz-Schicht auf einem Eingangsleuchtschirm in Verbindung mit einer Photokathode enthält. Letztere wandelt die Verteilung des erzeugten Lichts in eine Elektronenverteilung um. Die dabei freiwerdenden Elektronen werden in Richtung einer Anode beschleunigt, indem zwischen der Kathode und der Anode eine Spannung angelegt wird. Die Anode ist mit einem weiteren fluoreszenten Material beschichtet, das Elektronen wieder in sichtbares Licht umwandelt und somit als Ausgangsleuchtschirm des Bildverstärkers dient.

Zusätzliche Elektroden bündeln die Elektronen auf ihrem Weg durch den Bildverstärker, wodurch auf der Anode ein verkleinertes Abbild der Elektronenverteilung auf der Photokathode entsteht. Diese Verkleinerung des Abbildes und die mit der Beschleunigung der Elektronen einhergehende Energieverstärkung erzeugt ein helles Bild auf dem Ausgangsleuchtschirm, welches mittels einer Analog- oder CCD-Kamera abgegriffen wird und auf einem Monitor dargestellt werden kann.

In [FR88] wird für die Effektivität des Verstärkers angegeben, dass für ein Röntgenquant am Eingangsleuchtschirm ca. 2000 Lichtquanten entstehen, von denen je 10 an der Photokathode für die Erzeugung eines Elektrons verwendet werden. Am Ausgangsleuchtschirm werden für jedes dieser Elektronen ca. 1000 Lichtquanten frei. Es wird somit das Licht am Eingangsleuchtschirm um den Faktor 100 verstärkt.

Abb. 2.5 verdeutlicht den Vorgang der Bildgebung mittels eines Querschnitts durch die Bildverstärkervorrichtung.

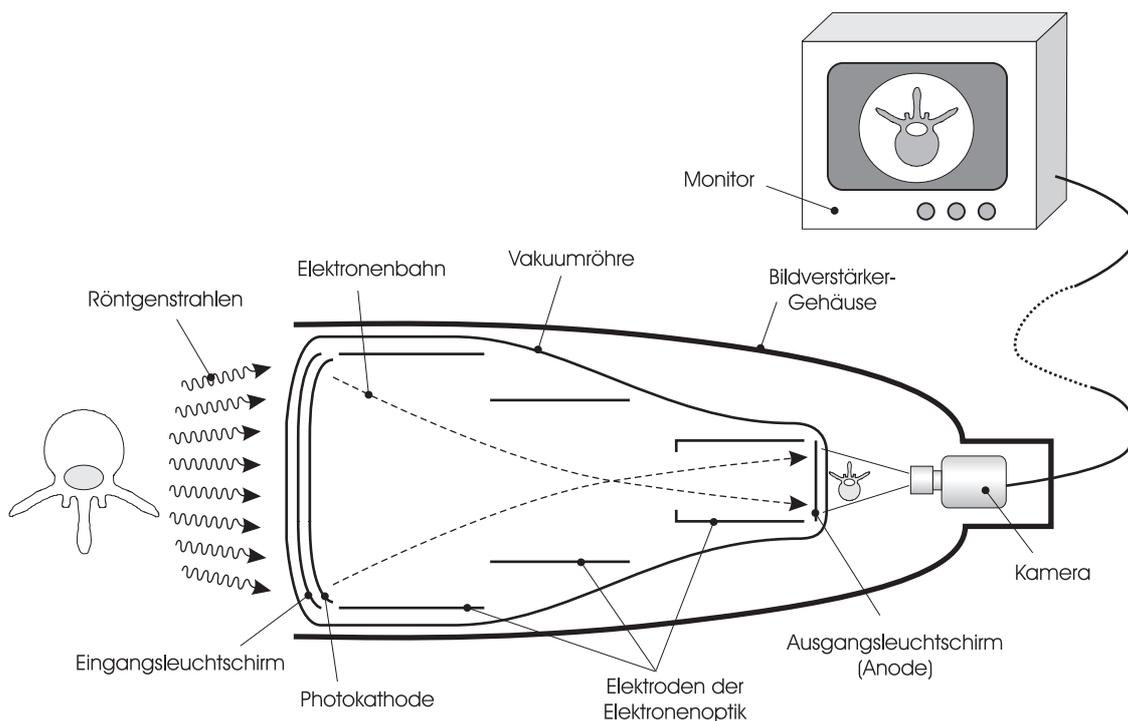


Abbildung 2.5: Verstärkung eines Röntgenbildes innerhalb eines Bildverstärkers.

#### 2.1.1.4 Darstellung der Röntgenbilder

Die vom Bildverstärker gelieferten Röntgenbilder können auf einem zur C-Bogenanlage gehörigen Monitorsystem betrachtet werden. Dieses besteht häufig aus zwei Monitoren um gespeicherte Standbilder aus verschiedenen Perspektiven gleichzeitig zu visualisieren.

Die Bilder können in speziellen Bildspeichern abgelegt werden und mittels geometrischer Transformationen, wie Rotation und Spiegeln des Bildes, an die Bedürfnisse des Benutzers angepasst werden. Darüber hinaus sind Methoden der digitalen Bildverarbeitung, wie das Schärfen des Bildes oder zur Rauschunterdrückung, möglich.

Als zusätzliche Ausgabemedien des C-Bogensystems können sowohl ein Fotodrucker zum Ausdruck des aktuellen Röntgenbildes für Dokumentationszwecke als auch ein Videorekorder vorhanden sein.

Für die Anbindung von weiteren Geräten, insbesondere für ein intraoperatives Navigationssystem, stehen zusätzlich Videoausgänge zur Verfügung, an denen das aktuelle Röntgenbild abgegriffen werden kann. Dieses kann mittels handelsüblicher Framegrabber-Karten digitalisiert werden und steht dann für Rechneranwendungen zur Verfügung. Moderne C-Bogensysteme unterstützen hier auch komplett digitale Schnittstellen – z.B. auf der Basis von DICOM [NEM93] – und erlauben damit die Anbindung an ein *Picture Archiving and Communication System (PACS)* – einem klinikinternen Rechnernetzwerk zur Verteilung und Archivierung von Bildern.

#### 2.1.2 Spezielle Problemstellungen in der Praxis

Die Anwendung eines C-Bogens für die intraoperative Durchleuchtung weist in der Praxis einige Besonderheiten und spezielle Problemstellungen auf. Diese sind auch für ein intraoperatives Navigationssystem

von Bedeutung, da sich dadurch Ansätze zur Verbesserung oder auch Nebenbedingungen – z.B. hinsichtlich der Konstruktion eines Kalibrierkörpers und dessen Anbringung an den C-Bogen – ergeben.

In den folgenden Abschnitten sind einige der Problemstellungen detailliert beschrieben, die für ein Navigationssystem relevant erscheinen.

### **2.1.2.1 Komplexe Perspektive**

Die Bildgebung des C-Bogens bedingt eine Ansicht von der Strahlenquelle aus, die sich üblicherweise unterhalb des Operationstisches befindet, um im Sinne des Strahlenschutzes Abstand zum Patienten zu gewinnen. Für den Operateur ergibt sich daraus eine Spiegelung der Ansicht, da er von oben auf den Patienten blickt.

Der Benutzer hat deshalb die Möglichkeit, das Bild über das C-Bogensystem zu spiegeln bzw. diese Einstellung ist bereits der Grundzustand des Gerätes. Der aus der Zentralprojektion resultierende Fehler bei diesem Vorgang wird von den Ärzten bewusst in Kauf genommen und weitestgehend ignoriert. Ein weiteres Hilfsmittel ist die Rotation des Bildes, um dessen Ausrichtung an der Orientierung des Patienten zum Operateur anzupassen.

Trotz dieser Unterstützung ist die Interpretation der Bilder in der Regel jedoch schwierig, da durch die nur schwach ausgeprägte Zentralprojektion, die aus dem großen Abstand zwischen Strahlenquelle und Detektorfläche resultiert, und die transparente Abbildung durch die Röntgenstrahlung die Tiefe der einzelnen Objekte – d.h. ob sich ein Objekt vor einem anderen oder dahinter befindet – im Bild nur schwer zu erkennen ist.

Ein weiteres Problem ist das recht kleine Blickfeld, wodurch die anatomischen Strukturen nur teilweise dargestellt werden und die räumliche Vorstellung erschwert wird.

Intraoperative Navigationssysteme können hier unterstützend eingreifen, indem sie über ein 3D-Lokalisierungssystem Positionen im Bild mit den korrespondierenden Punkten des realen Raums in Verbindung bringen und somit die Mehrdeutigkeiten in der Ansicht im Zweifelsfall auflösen.

### **2.1.2.2 Schwierige Positionierung des Geräts**

Die Positionierung des C-Bogens ist schwierig und schwerfällig. Die anatomische Region muss sich im Strahlungskegel des Gerätes befinden, der je nach Größe des Bildverstärkers und Abstand zu diesem nur einen Durchmesser von 10-20 cm aufweist. Für eine optimale Bildqualität ist hier auch eine möglichst zentrale Abbildung wünschenswert, da der Bildverstärker häufig im Randbereich Verzeichnungen und eine unscharfe Abbildung verursacht. Daneben werden für viele Anwendungen auch spezielle Ansichten in den Röntgenbildern benötigt, z.B. ein „Blick“ entlang eines Knochen- oder eines Gelenkspalts.

Zum Zwecke des Strahlenschutzes und um das dargestellte Blickfeld zu vergrößern, sollte sich der Bildverstärker darüber hinaus auch möglichst nahe am Patienten befinden. Die sperrige Konstruktion des C-Bogens und die Gegebenheiten während des Eingriffes, wie die Lage des Operationstisches oder des Patienten, schränken die Bewegungsfreiheit jedoch häufig soweit ein, dass die optimale Aufnahme position nicht erreicht werden kann. Eine Aufnahme kann auch dadurch unmöglich werden, dass sich Metallteile des Tisches oder von Instrumenten im Strahlengang befinden und die relevanten anatomischen Strukturen verdecken.

Aufgrund der geschilderten Probleme sind in der Praxis häufig mehrere Testaufnahmen nötig, um eine akzeptable Position für die Aufnahmen einzustellen. Wenn es für die anatomische Region möglich ist, wird dann für weitere Aufnahmen häufig der Patient anstatt des C-Bogens bewegt.

Die beengte Situation während der Operation zieht für die Komponenten eines intraoperativen Navigationssystems die Minimierung des Platzbedarfs nach sich. Dies betrifft insbesondere zusätzliche Elemente, die am C-Bogen befestigt werden müssen, wie z.B. den in Abschnitt 2.2.2 vorgestellten Kalibrierkörper.

### 2.1.2.3 Strahlenbelastung

Die biologische Wirkung der Röntgenstrahlung basiert auf der Ionisation der Atome – dem Verlust von Elektronen aus der Atomhülle, wodurch aus dem anfänglich neutralen Atom ein positiv geladenes Teilchen entsteht. Dadurch können Moleküle zerstört oder in neue Verbindungen mit teils toxischer Wirkung umgewandelt werden. Besonders zu erwähnen ist hier auch die Wirkung auf die Moleküle der Erbinformation (DNS) in den Zellkernen, die zu Mutationen oder zur Entartung in Tumorzellen führen kann.

Das Maß für die (Energie-)Strahlendosis ist die Menge an Energie, die von einer bestimmten Masse absorbiert wird. Die Einheit hierfür ist das *Gray*  $\text{Gy} = \text{J} \cdot \text{kg}^{-1}$ . Um die biologische Wirksamkeit verschiedener Strahlungsarten ( $\alpha$ -,  $\beta$ - und  $\gamma$ -/Röntgenstrahlung) zu berücksichtigen, wird die so genannte Äquivalentdosis definiert, bei der die Energiedosis mit einem Qualitätsfaktor nach Strahlungsart gewichtet wird. Die Einheit der Äquivalentdosis ist das *Sievert*  $\text{Sv} = \text{J} \cdot \text{kg}^{-1}$ , häufig wird wegen der geringen Beträge auch die Einheit *Millisievert*  $\text{mSv} = 10^{-3}\text{Sv}$  verwendet.

Die biologische Wirkung hängt von vielen verschiedenen Faktoren ab, wie Ausdehnung des bestrahlten Gebietes, Anfälligkeit der betroffenen Gewebearten oder individuelle Disposition, und ist damit nur schwer zu beurteilen. Auch der Zeitraum, in dem eine Dosis aufgenommen wird, ist von Bedeutung.

Allgemeine Symptome der Strahlenkrankheit treten bei kurzfristigen Ganzkörperdosen von mehr als 0,2 Sv auf und mehr als 4 Sv werden als eine tödliche Dosis angesehen. Beim Einsatz von fluoroskopie-basierten Techniken können bei langen Durchleuchtungszeiten von 60 Minuten und mehr, wie sie vor allem in der Angiographie und -plastie möglich sind, teils schwere Strahlenschäden an der Haut des Patienten entstehen, die zu einem Absterben des Gewebes in den betroffenen Arealen führen können [Sho95].

Neben diesen deterministischen Effekten bei hohen Dosen existieren in der Praxis auch langfristige, stochastische Effekte mit Bezug zu Tumorerkrankungen, bei denen Einzeldosen über Jahre hinweg akkumuliert werden und deshalb nur schwer zu belegen sind. Die in [Kör02] beschriebene Studie geht basierend auf einer Analyse der Korrelation zwischen natürlicher Hintergrundstrahlung und Krebssterbefällen in 96 bayerischen Landkreisen von jährlich ca. 24 zusätzlichen Todesfällen<sup>2</sup> pro 100 000 Personen bei einer Erhöhung der jährlichen Strahlenbelastung um 1 mSv aus. Daraus kann eine Erhöhung des individuellen Sterberisikos durch Tumorerkrankungen von 24% pro 1 Sv errechnet werden. Offizielle Stelle gehen hier jedoch auch von dem deutlich geringeren Wert von 5% pro 1 Sv aus.

Wie die Tabelle 2.1 ausgewählter alltäglicher und röntgendiagnostischer Strahlenbelastungen zeigt, besteht nicht nur für den Patienten sondern auch für den behandelnden Arzt und für das OP-Personal eine hauptsächlich durch die Streustrahlung bedingte Belastung. Die hohe Durchleuchtungszeit von fünf Stunden pro Woche resultiert aus einer Dauerdurchleuchtung, unter der viele interventionelle Anwendungen durchgeführt werden. Da der Operateur dabei in der Nähe des Strahlengangs agiert, ist seine Strahlenbelastung vor allem für ungeschützte Körperregionen, wie Augen oder Hände, sehr hoch. Das weiter entfernte Assistenzpersonal – wie OP-Schwester oder Anästhesisten – ist deutlich weniger betroffen.

In der *Röntgenverordnung (RÖV)* [RöV03] fordert das Bundesministerium für Umwelt, Naturschutz und Reaktorsicherheit die Einhaltung strenger Auflagen für den Betrieb von Röntgenstrahlung erzeugenden Geräten. So sind geeignete Schutzmaßnahmen, wie das Tragen von Bleischürzen oder speziellen Brillen aus Bleiglas sowie gegebenenfalls die zusätzliche Verkleidung von Türen oder Wänden mit Bleiplatten, zu treffen. Daneben wird auch das gefährdete Personal mit Filmdosimetern ausgestattet, um das Einhalten der Höchstgrenze von 20 mSv (in Einzelfällen bis zu 50 mSv) zu überwachen. Als Verantwortlichen

---

<sup>2</sup>Dies entspricht ca. 9% der durchschnittlichen jährlichen Zahl an krebsbedingten Todesfällen pro 100 000 Einwohner.

## 2.2. VORBEREITUNG DES GERÄTES FÜR DIE INTRAOPERATIVE NAVIGATION

| SITUATIONSBESCHREIBUNG   | ÄQUIVALENTDOSIS [mSv] |
|--|-----------------------|
| <b>Alltägliche Belastungen</b>                                       |                       |
| durchschnittliche Jahresdosis durch TV-Geräte                        | 0,001                 |
| Flug Frankfurt – New York und zurück, 12 000 m Höhe                  | 0,1                   |
| Natürliche Strahlung in Deutschland/Jahr                             | 2,1                   |
| <b>Röntgendiagnostik für Patient</b>                                 |                       |
| Zahnmedizinische Aufnahme  | 0,01                  |
| Brustkorbaufnahme  | 0,03                  |
| CT (Schädel)   | 3                     |
| CT (Brustkorb)   | 10                    |
| CT (Bauchraum)   | 20                    |
| <b>Intraoperative Röntgenanwendungen für Personal</b>                |                       |
| <i>Jahresdosis bei fünf Stunden C-Bogen Durchleuchtung pro Woche</i> |                       |
| Operateur, 0,5 m entfernt vom Zentralstrahl                          |                       |
| ... ungeschützter Rumpf  | 150                   |
| ... mit Bleischürze  | 6                     |
| ... ungeschützte Augen   | 150                   |
| ... ungeschützte Hände   | 200                   |
| Assistenzpersonal, 1,5 m entfernt vom Zentralstrahl                  |                       |
| ... ungeschützter Rumpf  | 12,5                  |
| ... mit Bleischürze  | 0,5                   |

**Tabelle 2.1:** Strahlenbelastungen für einige ausgewählte alltägliche und röntgendiagnostische Situationen.  
Quellen: [FR88, LfA97, BfS03].

und Ansprechpartner muss jeder entsprechende Betrieb oder Institution einen Strahlenschutzbeauftragten stellen, der auch zur Durchführung von regelmäßigen Schulungen des Personals in Hinblick auf den Strahlenschutz verpflichtet ist. Ein Verstoß gegen diese Vorschriften kann einen Entzug der Genehmigung zum Betrieb der Anlage nach sich ziehen.

Es besteht nach allgemeiner Auffassung und auch nach der *RöV* ein *Minimierungsgebot* für die Strahlenbelastung von Patient und Personal. Röntgendiagnostische Aufnahmen werden nur dann durchgeführt, wenn diagnostische Gründe es erfordern, d.h. ein zusätzlicher, therapeutisch relevanter Gewinn an Information zu erwarten ist und damit der gesundheitliche Nutzen die Gefahren der Strahlenexposition überwiegt.

Hier können intraoperative Navigationssysteme entscheidende Vorteile bieten, da sie erlauben, den Weg von Instrumenten oder die Lage einer anatomischen Region auch ohne permanente Durchleuchtung zu verfolgen. Das vorhandene Bildmaterial wird optimal genutzt und so die Belastung durch zusätzliche Aufnahmen vermieden.

## 2.2 Vorbereitung des Gerätes für die intraoperative Navigation

### 2.2.1 Spezielle Probleme bei der quantitativen Verwendung der Bilder

Bei der konventionellen Verwendung von Röntgenbildern werden diese in der Regel nur *qualitativ* verwendet. Es stehen diagnostische Fragestellungen im Vordergrund, z.B. ob ein Knochenbruch vorliegt oder nicht. Auch für die intraoperativen Anwendungen wird bislang die Bildgebung nur für eine visuelle Abschätzung der Position und Orientierung der Instrumente zum Patienten eingesetzt.

Wird jedoch die Verwendung eines C-Bogens für ein intraoperatives Navigationssystem angestrebt, werden die Bilder *quantitativ* ausgewertet, d.h. es muss möglich sein, konkrete Positionen in einem für den

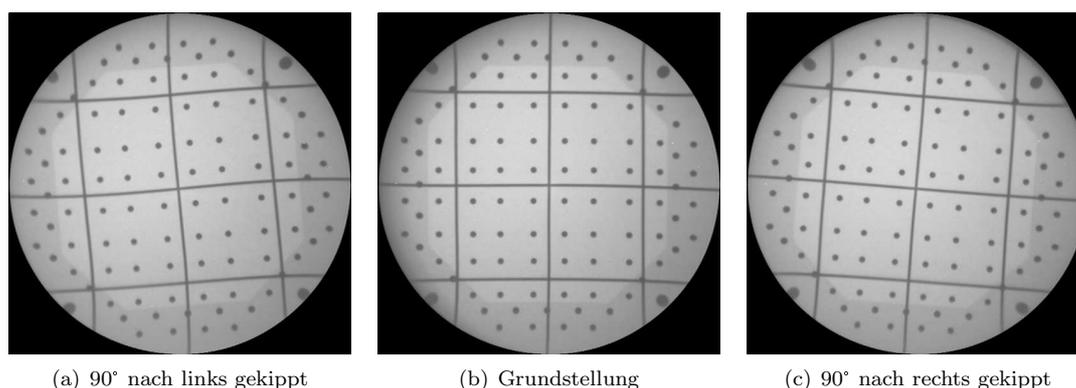
Patienten geltenden und für den Eingriff relevanten Koordinatensystem in Bildkoordinaten zu transformieren und umgekehrt. Die direkte Verwendung der Röntgenbilder für die Navigation ist aufgrund der physikalischen Eigenschaften des Gerätes bzw. fehlenden Informationen darüber in der Regel nicht möglich. Als Gründe sind hierfür zu nennen:

- nichtlineare Verzeichnungen (Verzerrungen) in den Röntgenbildern durch den Bildverstärker
- fehlende Information über die projektiven Eigenschaften des Gerätes – z.B. Perspektive der Abbildung und die Größe eines Bildpunktes in Millimeter
- fehlende Information über die Lage der Aufnahme bezüglich des Patienten

Die detaillierte Betrachtung dieser Punkte ist Gegenstand der folgenden Abschnitte 2.2.1.1 und 2.2.1.2. Daran anschließend wird das in dieser Arbeit verwendete Grundkonzept für die Kalibrierung eines C-Bogensystems in Abschnitt 2.2.2 dargestellt, der auch als Wegweiser durch die folgenden Kapitel dient.

### 2.2.1.1 Verzeichnung der Röntgenbilder

Die durch den Bildverstärker eines C-Bogens erzeugten Aufnahmen sind in der Regel nichtlinear verzerrt, d.h. in der Realität lineare Strukturen werden auf Kurven abgebildet, wie die Röntgenbilder mehrerer gerader Metallstäbe in Abb. 2.6 zeigen. Die Verzeichnung ist dabei in der Bildmitte am geringsten ausgeprägt und nimmt zum Randbereich hin stetig zu.

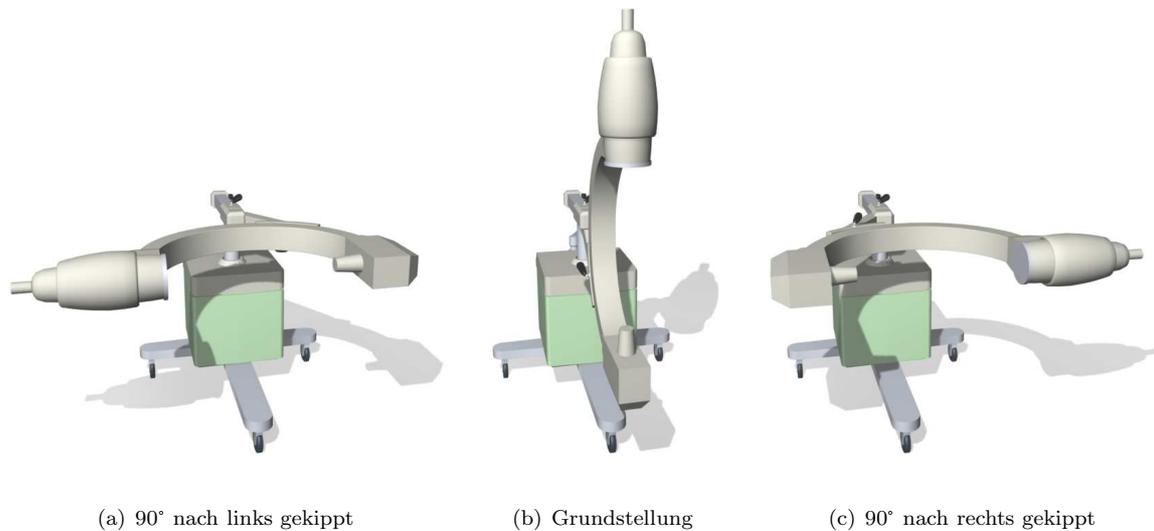


**Abbildung 2.6:** Aufnahmen des Kalibrierphantoms und mehrerer gerader Metallstäbe, die an der Bildaufnahme­fläche befestigt sind, bei unterschiedlicher Orientierung (vgl. Abb. 2.7) des Bildverstärkers.

Als Hauptursachen für diese Verzeichnungen sind die folgenden beiden Eigenschaften eines Bildverstärkers anzusehen:

- Die Bildaufnahme­fläche des Bildverstärkers ist gekrümmt, ähnlich der Bildröhre eines Fernsehers. Das Projektionsbild unterliegt deshalb einer Kissenverzeichnung.
- In der Elektronenoptik des Bildverstärkers – d.h. innerhalb der Verstärkerröhre – werden die an der Bildaufnahme­fläche frei werdenden Elektronen auf dem Weg zur Kamera durch externe Magnetfelder, wie dem der Erde, abgelenkt (vgl. Abschnitt 2.1.1.3). Dies führt zu einer charakteristischen S-förmigen Verzeichnung der Bilder.

Nichtlineare Abbildungseigenschaften treten in vielen optischen Systemen auf – z.B. die Kissenverzeichnung bei handelsüblichen Digital-Kameras – so dass es bereits Standardlösungen für diese speziellen Klassen von Verzeichnungen gibt. Dabei werden meist in einer einmaligen Kalibrierphase ein oder mehrere separate Aufnahmen eines Kalibrierkörpers verwendet, um vorab die Parameter eines Verzeichnungsmodells zu bestimmen.



**Abbildung 2.7:** Stellungen des C-Bogens während der Aufnahmen der Röntgenbilder aus Abb. 2.6.

Die S-förmige Verzeichnung des Bildverstärkers verhindert jedoch die Verwendung der Standardlösungen, da diese in der Regel an optische Linsensysteme angepasste radiale Verzeichnungsmodelle verwenden. Daneben verändert sich die Ausprägung der S-förmigen Verzeichnung mit der Ausrichtung des Gerätes bezüglich des Erdmagnetfeldes. Bei wechselnden Aufnahmeorientierungen wird jedes aufgenommene Röntgenbild deshalb eine unterschiedliche Verzeichnung aufweisen und insbesondere ist eine einmalige Vorabbestimmung der Verzeichnungseigenschaften des Bildverstärkers nicht möglich.

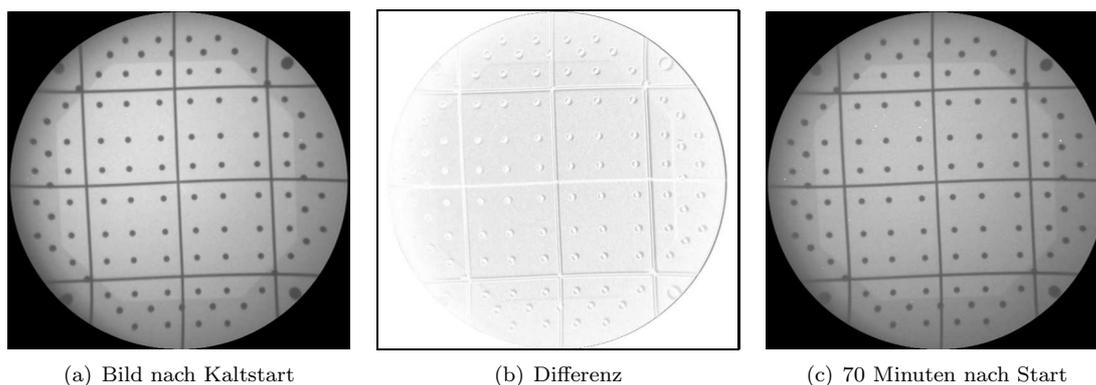
Die Abhängigkeit von der Stellung des C-Bogens wird auch in Abb. 2.6 deutlich, welche Bilder des in dieser Arbeit verwendeten Kalibrierphantoms und einiger gerader Metallstäbe bei den in Abb. 2.7 dargestellten Orientierungen des Bildverstärkers zeigt. Die sichtbare Variation in den Bildern beruht nur auf der Veränderung der Verzeichnung, da die dargestellten Strukturen an der Bildaufnahme­fläche des Bildverstärkers fixiert sind. Bei der in den Abb. 2.6(a) und Abb. 2.6(c) dargestellten 180° Drehung des C-Bogens beträgt der Unterschied in den Positionen der Marken im Randbereich des Bildes bis zu 45 Pixel (ca. 14 mm in der Ebene der Kalibriermarken).

Neben dem Einfluss des Magnetfeldes der Erde weisen die in [CGR97] beschriebenen Experimente auf eine zusätzliche, temperaturabhängige Komponente der Verzeichnung hin. Die Verzeichnungseigenschaften änderten sich nach einer Aufwärmphase der Röntgenanlage signifikant gegenüber dem Zeitpunkt unmittelbar nach dem Einschalten. Ein stabiler Zustand wurde dabei erst nach einem Betrieb von ca. 90 Minuten erreicht.

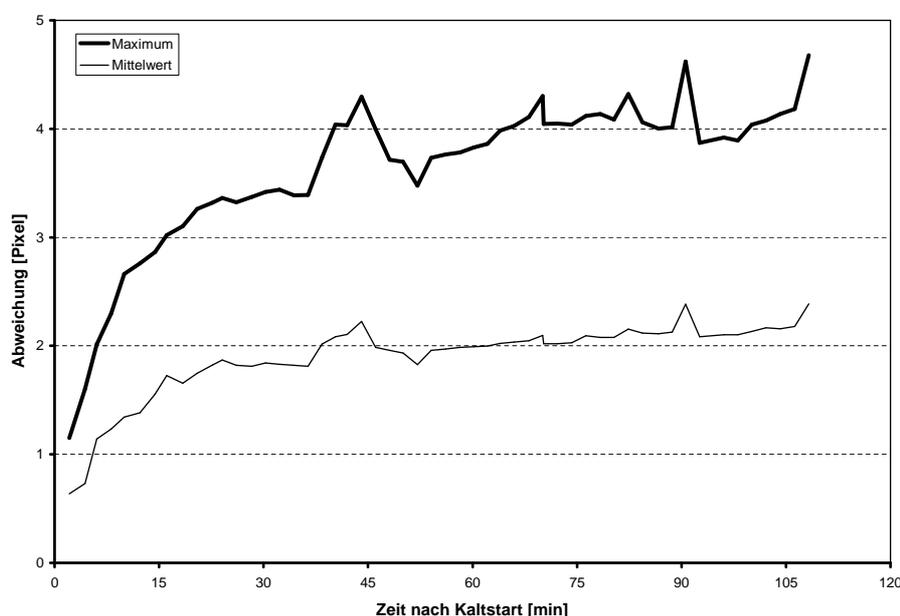
Dieser Effekt ist auch bei dem für diese Arbeit verwendeten C-Bogen *Siemens Siremobil 2* nachweisbar, siehe hierzu Abb. 2.8.

Wie aus dem Diagramm in Abb. 2.9 ersichtlich ist, ergeben sich im Verlauf einer ca. 110 minütigen Aufwärmphase Veränderungen von bis zu 4,5 Pixel (entsprechen ca. 1,3 mm in der Bildebene), wobei ein großer Anteil bereits innerhalb der ersten 30 Minuten nach Einschalten des Gerätes stattfindet.

Für eine intraoperative Navigation mit der in der Praxis erforderlichen Genauigkeit unter einem Millimeter ist eine Berücksichtigung sowohl der temperaturabhängigen als auch der räumlichen Komponenten der Verzeichnung unabdingbar. Ein Training dieser Verzeichnungseigenschaften – d.h. eine einmalige Vorabbestimmung für ein spezifisches Gerät [Bra99] – ist zwar möglich, wirft aber in der Praxis einige Probleme auf:



**Abbildung 2.8:** Veränderung der Verzeichnung während der Aufwärmphase des Gerätes bei unveränderter Position des Bildverstärkers. Das Differenzbild zeigt den Unterschied zwischen (a) und (c). Zur besseren Darstellung wurde dieses Bild invertiert, d.h. helle Flächen entsprechen einer geringen Veränderung.



**Abbildung 2.9:** Durchschnittliche und maximale Veränderung der Markenpositionen relativ zum ersten Bild unmittelbar nach Kaltstart in Abhängigkeit zur Aufwärmzeit.

- Es werden viele Beispielbilder benötigt, um die Verzeichnung in beliebiger Orientierung und zu beliebigen Zeitpunkten zu modellieren.
- Falls die Bestimmung der aktuellen Verzeichnung nicht über Bildinhalte geschieht – z.B. einzelne Marken im Röntgenbild, über die durch das Training auf die vollständige Verzeichnung geschlossen wird [Bra99] –, ist zusätzliche Hardware erforderlich. Dies beinhaltet Instrumente, wie einen Temperatur-Sensor oder einen elektronischen Kompass, um die Lage des Bildverstärkers bezüglich der einwirkenden Magnetfelder zu bestimmen.
- Bei Vorhandensein von mehreren C-Bogengeräten muss sichergestellt sein, dass genau die Trainingsdaten verwendet werden, die für das aktuell eingesetzte Gerät gültig sind, z.B. über die manuelle Eingabe eines identifizierenden Merkmals für den C-Bogen, wie eine Serien- bzw. Inventar-Nummer.
- Eventuell sind Testaufnahmen zur Validierung der Trainingsdaten vor jedem Einsatz des Navigati-

onssysteme nötig.

Darüber hinaus sind kurzfristige Variationen des Erdmagnetfeldes bekannt, z.B. hervorgerufen durch den Sonnenwind – einem von der Sonne ausgehenden Partikelstrom – oder den so genannten *geomagnetischen Stürmen*. Auch langfristige Veränderungen, wie das globale Absinken der Magnetfeldstärke in den Jahren von 1980 bis 2000, sind nachgewiesen [NGD], so dass die Stabilität eines derartigen Trainings unklar ist und zumindest eine regelmäßige Neukalibrierung erfordert.

Die publizierten Verfahren zur Kalibrierung einer mobilen Röntgenvorrichtung verwenden deshalb überwiegend einen Ansatz, der die Verzeichnung eines Bildes nur aus den in diesem enthaltenen Informationen bestimmt [HSBN97, LYJ02, SBP03], also unabhängig von spezifischem Vorwissen oder einem Training ist. Dies stellt auch die Basis der in dieser Arbeit verwendeten Methode dar und ist Thema des Kapitels 4.

Es soll an dieser Stelle nicht unerwähnt bleiben, dass den beschriebenen Verzeichnungseffekten in modernen Bildverstärkern von der Herstellerseite auf konstruktivem Wege – z.B. durch eine magnetische Abschirmung – entgegengewirkt wird [Beh02]. Daneben existieren alternative Ansätze mittels so genannter *Flat-Panel*-Detektoren, die für die Konvertierung der Röntgenstrahlung in Bilder statt einem Bildverstärker digitale *Thin-Film-Transistor-Arrays (TFTs)* verwenden und damit verzeichnungsfrei sind [RYW<sup>+</sup>00]. In dieser Arbeit steht jedoch die Verwendung der heutzutage im klinischen Einsatz befindlichen C-Bogen-Anlagen im Vordergrund, wodurch eine akkurate Behandlung der Verzeichnung erforderlich wird.

### 2.2.1.2 Bestimmung der Projektionsgeometrie

Für die perspektivisch korrekte Abbildung innerhalb des Strahlengangs befindlicher Objekte ist die Kenntnis der Projektionseigenschaften des C-Bogens von entscheidender Bedeutung. Hierfür wird ein geeignetes Kameramodell<sup>3</sup> benötigt, welches den Weg der Röntgenstrahlen von der Strahlenquelle zur Detektoroberfläche geometrisch beschreibt. In Kapitel 5 wird in Abschnitt 5.1 hierzu das Lochkameramodell eingeführt, das wegen der geradlinigen Ausbreitung der Röntgenstrahlen von einer punktförmigen Quelle aus für einen C-Bogen anwendbar ist.

Die für ein Kameramodell nötigen Parameter können grob in zwei Klassen eingeteilt werden:

- **Extrinsische Parameter** – die Lage und Orientierung, d.h. die Blickrichtung, der Kamera.
- **Intrinsische Parameter** – die eigentlichen Abbildungseigenschaften, die durch die Lage einer Bildebene<sup>4</sup> zur Kamera definiert sind, auf die das Bild projiziert wird.

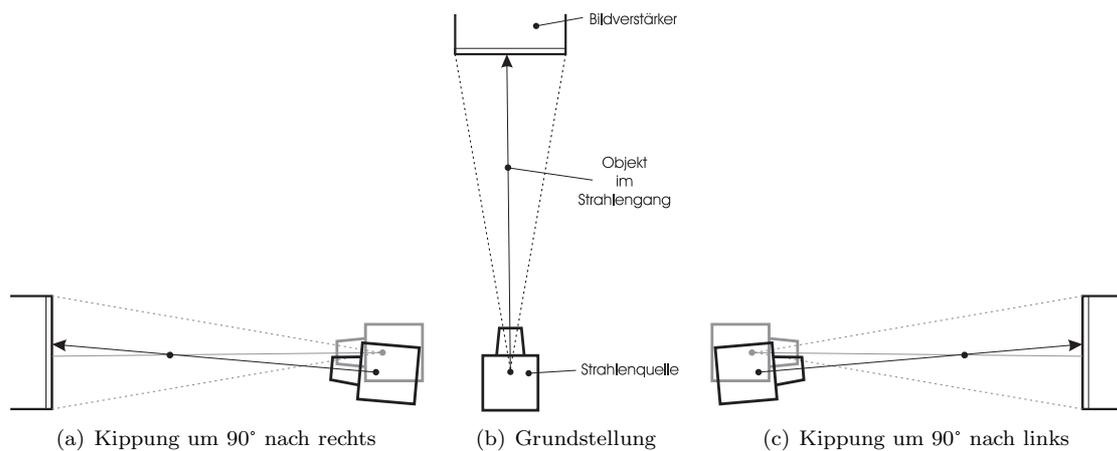
Bei der Übertragung eines Kameramodells auf einen C-Bogen entspricht die Kamera dem Brennpunkt der Strahlenquelle und die Bildebene der Detektorfläche des Bildverstärkers.

Aufgrund des Eigengewichts des Bildverstärkers und der Strahlenquelle, bewegt sich Letztere durch Torsion der C-förmigen Komponente des C-Bogens relativ zur Projektionsfläche am Bildverstärker (siehe Abb. 2.10). Wie die Experimente in [Bra99] zeigen, kann sich die Position der Strahlenquelle dabei um bis zu 8 mm gegenüber der Ausgangsstellung verändern. Unterschiedliche Aufnahmeorientierungen haben somit einen unterschiedlichen Satz an internen Parametern für das Kameramodell, der separat für jedes Bild bestimmt werden muss. Dies steht im Kontrast zu z.B. einer herkömmlichen Digital-Kamera, bei der die Anordnung des Brennpunktes in der Linse bezüglich der Projektionsfläche auf dem CCD-Chip konstant bleibt.

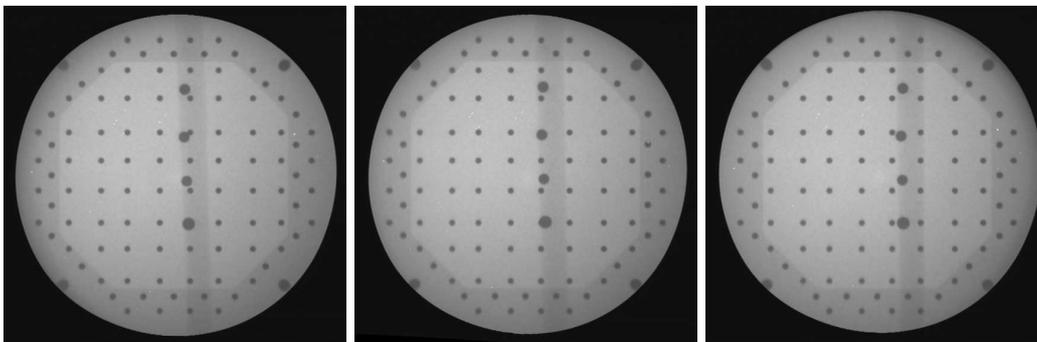
---

<sup>3</sup>„Kamera“ ist ein im Bereich der Computergrafik verwendeter Begriff für den Beobachter innerhalb einer projektiven Abbildung. Er darf nicht mit der tatsächlich am Bildverstärker befestigten Kamera verwechselt werden.

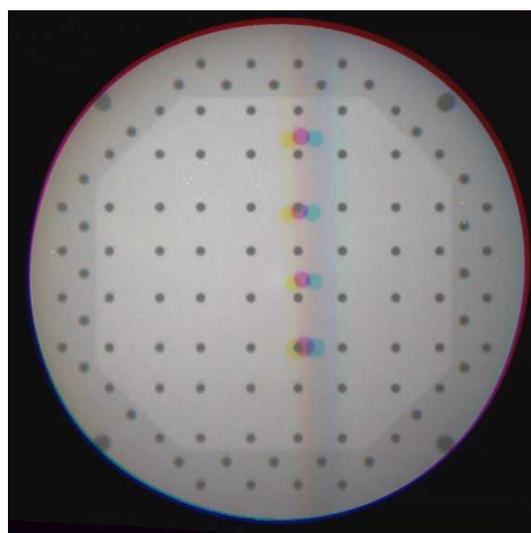
<sup>4</sup>Wegen der Korrektur der Verzeichnung, die vor der Bestimmung der Projektionsgeometrie stattfindet, wird eine planare Projektionsfläche angenommen.



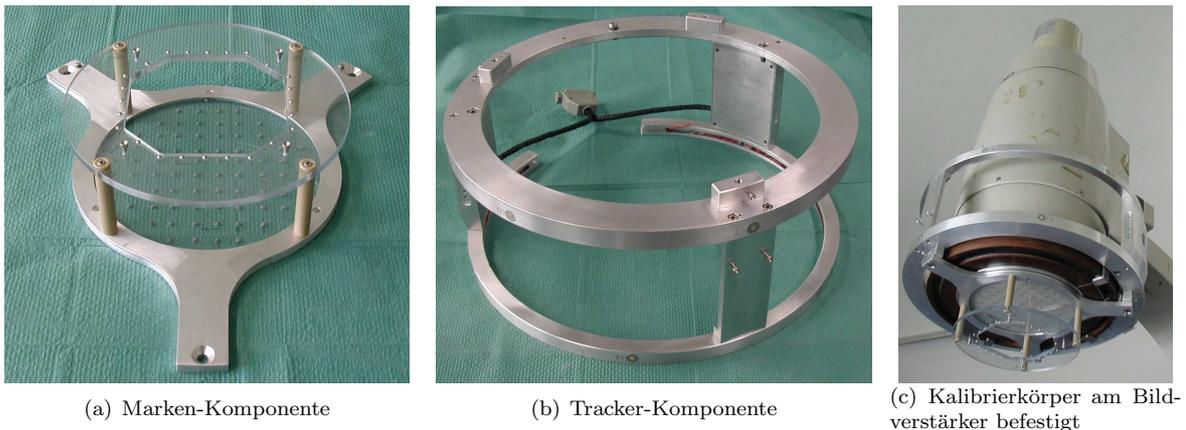
**Abbildung 2.10:** Schematische Darstellung der Verschiebung von Bildinhalten durch die Bewegung der Strahlenquelle anhand einer am Bildverstärker befestigten Marke.



**Abbildung 2.11:** Bewegung der Strahlenquelle relativ zum Bildverstärker verdeutlicht anhand einer am Bildverstärker befestigten Kugelanordnung (die vier hervorgehobenen Marken in der Mitte). Die drei Bilder unterscheiden sich nur in der Stellung des C-Bogens (vgl. Abb. 2.10). Links: 90° nach links; Mitte: Grundstellung bei 0°; Rechts: 90° nach rechts. Siehe auch Abb. 2.12 für die Fusion der hier dargestellten Bilder.



**Abbildung 2.12:** Fusion der Bilder aus Abb. 2.11, wobei jedes Bild einen anderen Farbkanal belegt.



**Abbildung 2.13:** Bestandteile des Kalibrierkörpers: (a) Komponente mit den Marken für die Verzeichnungskorrektur und die Bestimmung der Projektionsgeometrie, (b) Befestigungsvorrichtung mit IR-LEDs für das 3D-Lokalisierungssystem, (c) beide Komponenten zusammengesetzt und am Bildverstärker befestigt.

Die Abb. 2.11 und 2.12 verdeutlichen dieses für ein C-Bogensystem spezifische Problem anhand der scheinbaren Bewegung eines Körpers in der Projektion, die durch die Torsion des C-Bogens verursacht wird. Der Testkörper besteht dabei aus einer Anordnung von vier kugelförmigen Marken mit einem Durchmesser von 4-5 mm, die sich in einem für die Praxis relevanten Bereich, 300-400 mm vom Bildverstärker entfernt befinden. Die Marken sind dabei am Bildverstärker befestigt, so dass ihre relative Lage zu diesem konstant bleibt, die in den Abbildungen 2.11 und 2.12 gezeigte, scheinbare Bewegung beruht somit nur auf der Bewegung der Strahlenquelle relativ zur Detektorfläche – d.h. auf dem Effekt der Parallaxe.

In den Beispielbildern beträgt die Variation in etwa das 1,5-fache des Markendurchmessers, d.h. ca. 6-7,5 mm am Ort der Marken. Ein intraoperatives Navigationssystem kann deshalb für eine erforderliche submillimetergenaue Navigation nicht auf die Bestimmung der Projektionsgeometrie für die verschiedenen Stellungen des C-Bogens verzichten.

### 2.2.2 Übersicht über die Kalibrierung eines C-Bogens

Aus den in den Abschnitten 2.2.1.1 und 2.2.1.2 geschilderten Problemen wird deutlich, dass ohne eine umfassende Vorverarbeitung der Röntgenbilder keine intraoperative Navigation mit ausreichender Genauigkeit möglich ist. Der C-Bogen muss für die Aufnahme von geometrisch aussagekräftigen Bildern speziell vorbereitet – kalibriert – sein.

Diese Kalibrierung erfordert die Ausstattung des C-Bogens mit einem Kalibrierkörper, der dazu dient das Ausmaß der Verzeichnung für eine Korrektur festzustellen, sowie die internen und externen Parameter eines Kameramodells zu bestimmen.

Der in dieser Arbeit verwendete Kalibrierkörper besteht dazu aus den folgenden Komponenten:

- spezielle Marken für die Korrektur zur Verzeichnung
- weitere Marken zur Bestimmung der internen Kameraparameter
- eine Trackervorrichtung des 3D-Lokalisierungssystems zur Bestimmung der Position und Orientierung des C-Bogens während einer Aufnahme

Die Marken sind dabei röntgengedichte Kugeln mit einem Durchmesser von 3 mm, die im Strahlengang platziert werden und die ein kreisförmiges Abbild in den Röntgenbildern hinterlassen. Die 3D-Positionen der Marken sind dabei bezüglich des Koordinatensystems des Kalibrierkörpers für diese Arbeit mit einer

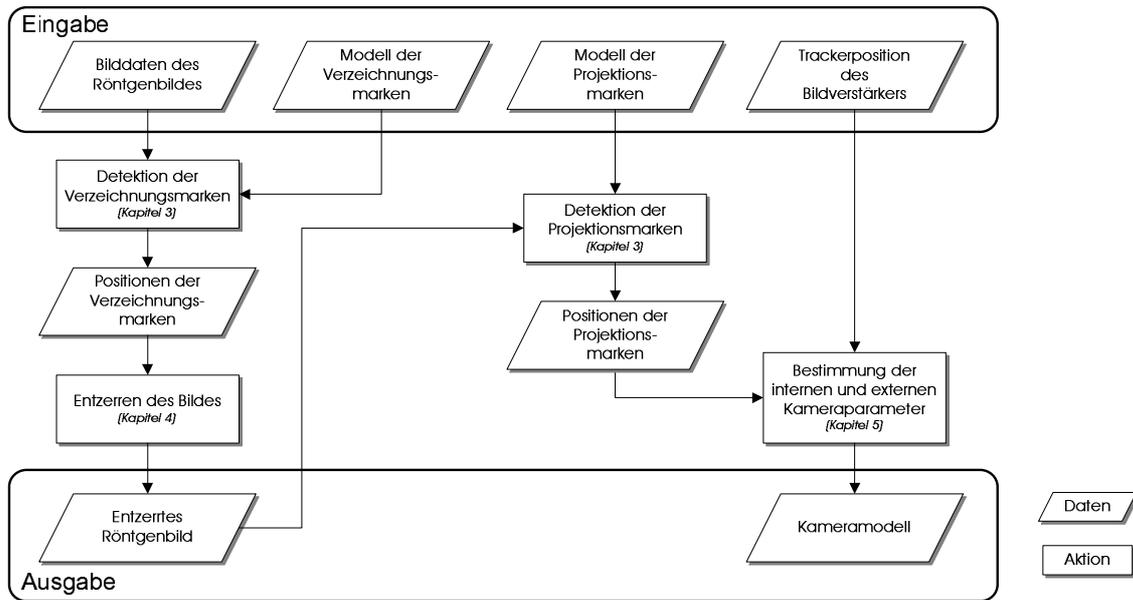


Abbildung 2.14: Ablaufschema für die Verarbeitung von Röntgenbildern zur Verwendung in einem intraoperativen Navigationssystem.

Genauigkeit von 0,05 mm präzise vermessen und stehen den vorgestellten Algorithmen als Modelldaten zur Verfügung. Die Bestimmung der für die Verzeichnungskorrektur erforderlichen Parameter und der Projektionsgeometrie geschieht durch einen Abgleich der Modelldaten mit den Abbildern der Marken in den jeweiligen Röntgenbildern.

Ein wesentlicher Punkt für die Kalibrierung ist somit die robuste Detektion der Marken in den Röntgenbildern und die Zuordnung dieser zu den Modellmarken. Diesem Vorgang ist Kapitel 3 gewidmet. Kapitel 4 und 5 beschreiben im Detail die Vorgänge zur Korrektur der Verzeichnung und der Bestimmung der internen und externen Projektionsparameter.

Abb. 2.14 stellt das Ablaufschema und den Fluss der Daten in dem in dieser Arbeit verwendeten Konzept zur Kalibrierung eines C-Bogens für ein intraoperatives Navigationssystem dar und dient als Übersicht über die nun folgenden Kapitel.

# Kapitel 3

## Lokalisation der Kalibriermarken

### 3.1 Problembeschreibung

Sowohl die in Kapitel 4 beschriebene Methode zur Entzerrung der Röntgenbilder als auch die Bestimmung der Projektionsgeometrie in Kapitel 5 basieren auf einem Abgleich von den aus der Fertigung oder einer Vermessung bekannten 3D-Positionen spezieller Kalibriermarken mit deren in die Röntgenbilder projizierten 2D-Abbilder. Die Extraktion der dabei benötigten Informationen aus den Bildern umfasst somit die folgenden beiden Teilschritte:

- Detektion der Marken in den Röntgenbildern
- Zuordnung der detektierten Marken zu den korrespondierenden Marken des geometrischen Modells des Kalibrierkörpers

Beide Teilschritte erfordern dabei ein hohes Maß an Präzision und Robustheit. Ein Fehler in der Größenordnung eines Pixels während der Markendetektion kann bereits einen Fehler um mehrere Millimeter in der ermittelten Projektionsgeometrie bedeuten und eine fehlerhafte Korrespondenz zwischen Bildmerkmalen und geometrischem Modell kann das jeweilige Röntgenbild für die Navigation komplett unbrauchbar machen.

Trotz dieser Anforderungen wird der Detektion der Kalibriermarken in den bekannten Arbeiten zur Unterstützung der intraoperativen Navigation [HSBN97, Bra99, LYJ02, SBP03] mittels eines Bildverstärkers nur geringe Bedeutung zugewiesen. Die verwendeten Algorithmen werden dabei entweder nicht erwähnt oder das Verhalten bezüglich typischer Effekte eines Bildverstärkers oder der Genauigkeit ist unklar. Aus diesem Grund wird in der vorliegenden Arbeit diesem Thema ein eigenes Kapitel mit separaten Versuchsreihen gewidmet.

Die speziell für die Kalibrierung des Bildverstärkers einer C-Bogenanlage relevanten Problemstellungen für die beiden Teilschritte werden in den folgenden Abschnitten 3.1.1 und 3.1.2 im Detail erörtert. Die Beschreibung der in dieser Arbeit verwendeten Lösungsansätze erfolgt in 3.2 und 3.3.

Den Abschluss dieses Kapitels bildet der Abschnitt 3.4, der eine vollautomatische Entfernung der detektierten Kalibriermarken aus den Röntgenbildern zur Verbesserung des visuellen Gesamteindrucks der Bilder beinhaltet.

### 3.1.1 Detektion der Marken

Die am häufigsten für die Kalibrierung eines Bildverstärkers verwendeten Marken sind kleine Metallkugeln, die aufgrund der starken Abschwächung der Röntgenstrahlung durch das Material als annähernd kreisförmige Objekte in der Projektion abgebildet werden.

Die Algorithmen, die für das Teilproblem der Markendetektion herangezogen werden können, liefern dann für ein Röntgenbild eine Liste von 2D-Positionen, welche die Mittelpunkte der detektierten Kreise darstellen. Diese Positionen können subpixelgenau bestimmt werden, wenn weitere Eigenschaften, wie z.B. die räumliche Verteilung der Grauwerte innerhalb einer Marke, mitberücksichtigt werden.

Für die Auswahl eines geeigneten Detektionsalgorithmus müssen zusätzlich die im Folgenden aufgeführten Punkte einbezogen werden, die direkt aus den Anforderungen der Kalibrierung eines Bildverstärkers abgeleitet sind.

- Die Marken des Kalibrierkörpers sind in den Projektionsbildern relativ klein. Z.B. werden Marken mit Radius 1,5 mm bei dem für diese Arbeit verwendeten C-Bogen *Siemens Siremobil 2* auf einen Kreis mit einem Durchmesser von ca. 15 Pixel projiziert.
- Der Durchmesser der projizierten Marken verändert sich aufgrund der festen Anbringung des Kalibrierkörpers am Bildverstärker des C-Bogens kaum, d.h. es kann bereits vorab ein relativ kleiner Bereich für die erwarteten Radien der Marken angegeben werden.
- Die Marken werden durch Strukturen des Bildes, wie z.B. die anatomischen Gegebenheiten des Patienten, oder durch einen Vignettierungseffekt in der Elektronenoptik des Bildverstärkers überlagert.
- Aufgrund der Verzeichnung und zum geringen Teil auch wegen der perspektivischen Projektion werden die Kugeln nicht in einen perfekten Kreis, sondern in leicht ellipsenförmige Abbilder projiziert.

Der Abschnitt 3.2 beschreibt mehrere geeignete Verfahren zur Detektion der Marken. In 3.2.4 werden diese bezüglich der oben angeführten Eigenschaften der Kalibriermarken anhand von Computer-Simulationen analysiert und bewertet.

### 3.1.2 Zuordnung zu Modellmarken

Nach der Detektion von kreisförmigen Objekten ist es nötig, diese den bekannten Marken aus einem geometrischen Modell des Kalibrierkörpers zuzuordnen. Der Grund hierfür ist, dass sowohl bei der Bestimmung der Projektionsgeometrie als auch bei der Korrektur der Verzeichnung die Positionen der Modellmarken kombiniert mit ihren detektierten Positionen im Bild verwendet werden. Daneben verhindert eine korrekt durchgeführte Markenzuordnung auch, dass detektierte Positionen, die nicht mit einer Marke des Kalibrierkörpers korrespondieren (z.B. von anderen kugelförmigen Bildinhalten oder durch Rauschen im Bild stammend), in die nachfolgenden, zum Teil numerisch empfindlichen Algorithmen einfließen.

Insbesondere bei der Zuordnung der Marken für die Entzerrung des Bildes wird ein hohes Maß an Robustheit gefordert, da deren Positionen dem Einfluss der im Folgenden aufgeführten Einstellmöglichkeiten und Verzeichnungsseigenschaften des C-Bogens unterliegen.

- Das Bild kann durch den Anwender um die Bildmitte gedreht werden, entweder digital, wie in modernen Geräten üblich, oder durch eine drehbar gelagerte Kamera innerhalb des Bildverstärkers.
- Der Anwender kann das Bild gespiegelt oder ungespiegelt darstellen. Dies dient zur Unterstützung der räumlichen Vorstellung des Arztes: durch die Spiegelung kann die Illusion einer Ansicht von oben auf den Patienten erzeugt werden, obwohl die physikalische Realität mit der Strahlenquelle

unterhalb des Patienten eine Ansicht von unten bedingt<sup>1</sup>.

- Durch die Effekte der Verzeichnung kann das Bild verschoben, gedreht oder in der Größe verändert werden.
- Ebenfalls durch die Verzeichnung verursacht, verändert sich lokal die Geometrie des Kalibrierkörpers im Bild, d.h. unterschiedliche Bildregionen unterliegen verschiedenen Transformationen, so dass die Darstellung des Kalibrierkörpers in sich nicht rigide verformt wird.

Daneben muss der Kalibrierkörper für ein praktikables Navigationssystem entfernbar sein, um auch nicht-navigierte Anwendungen mit dem C-Bogen noch zu ermöglichen. Beim Wiederanbringen des Kalibrierkörpers wird dieser in der Regel nicht genau repositioniert, so dass auch hier die Modellgeometrie relativ zum Röntgenbild bewegt wird.

Aus diesen Beispielen wird ersichtlich, dass die robuste Markenzuordnung ein nicht zu unterschätzendes Problem darstellt. Insbesondere für die Anwendung eines Navigationssystems in der Praxis, bei der keine kontrollierten Laborbedingungen vorherrschen. Lösungsansätze hierzu werden in Abschnitt 3.3 vorgestellt.

## 3.2 Lösungsansätze für die Detektion von Marken

Es existieren verschiedene Verfahren zur Lokalisation von kreisförmigen Objekten bei bekanntem Durchmesser im Bereich der Bildverarbeitung, da es sich dabei um ein auch im industriellen Umfeld häufiges Problem handelt. In [Dav97] wird hierzu ein als *Hough-Transformation* bekanntes Verfahren für die allgemeine Detektion von Kreisen vorgestellt, während [CJ98] speziell für die Detektion von Marken in Röntgenbildern eine einfache Schwellwertsegmentierung in dem Differenzbild zwischen dem aktuellen Röntgenbild und einem vorab aufgenommenen Hintergrundbild ohne Marken durchführt und die Positionen der Marken dann durch den Schwerpunkt der zusammenhängenden, segmentierten Regionen ermittelt. In [LYJ02] wird dieser Ansatz schließlich durch ein *Template-Matching*-Verfahren in Kombination mit der Methode des gewichteten Schwerpunktes [AEPR02] verfeinert.

Das Grundkonzept dieser Algorithmen ist dabei zweiphasig. In der ersten Phase werden mittels eines schnellen Verfahrens relativ ungenaue Kandidaten für die Mittelpunkte der Marken bestimmt. Dieser Vorgang wird in Abschnitt 3.2.2 anhand der Hough-Transformation beschrieben. In der in 3.2.3 dargestellten zweiten Phase werden dann diese Kandidaten iterativ verfeinert, so dass Subpixel-Genauigkeit für die detektierten Positionen erreicht wird.

Durch diese Aufteilung in zwei Phasen ist es möglich, sowohl eine hohe Verarbeitungsgeschwindigkeit als auch eine hohe Genauigkeit für die Markendetektion in einem Ansatz zu kombinieren, da die im Allgemeinen wesentlich aufwändigere zweite Phase nur für Bildregionen angewandt werden muss, in denen das Vorhandensein einer Marke wahrscheinlich ist.

### 3.2.1 Vorverarbeitung des Bildes

Neben den eigentlichen zwei Phasen der Markendetektion, die in den folgenden beiden Abschnitten 3.2.2 und 3.2.3 beschrieben werden, ist eine vorgeschaltete, zusätzliche Phase sinnvoll, die das Bild mittels Bildverarbeitungsoperatoren für die Detektion aufbereitet.

Unter der Vielzahl hier möglicher Operatoren erscheint vor allem das in [LYJ02] und [SBP03] beschriebene Verfahren zur Separation der Marken vom Bildhintergrund mit Hilfe des Medianfilters sinnvoll.

---

<sup>1</sup>Tatsächlich ist die eigentlich falsche „Ansicht von oben“ sogar die Standard-, d.h. ungespiegelte, Einstellung der meisten C-Bögen

Der Medianfilter ist ein nichtlinearer Bildverarbeitungsoperator aus der Klasse der so genannten Rangordnungsoperatoren. Bei diesen wird für jeden Pixel eine sortierte Liste der in einer lokalen Umgebung vorhandenen Grauwerte erstellt. Im Ergebnisbild wird dann der Grauwert für einen Pixel anhand seines Ranges in der Liste ausgewählt. Im Fall des Medians ist dies der Grauwert genau in der Mitte der sortierten Liste, wenn das Fenster für die Umgebung eine ungerade Anzahl von Pixeln enthält. Andernfalls wird der Median, wie in der Statistik üblich, aus dem Durchschnitt der mittleren beiden Grauwerte berechnet [FKPT97].

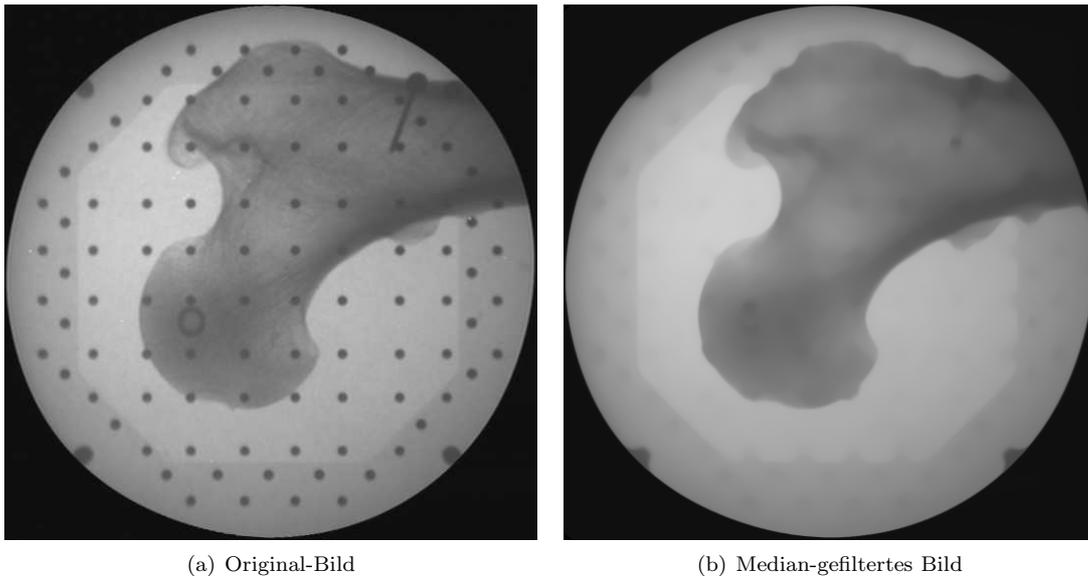
[Dev98] vergleicht verschiedene Standardverfahren zur Sortierung hinsichtlich ihrer Effizienz für die Implementierung eines Rangordnungsfilters. Diese sind aber nur für kleine Fenstergrößen von Bedeutung. Für größere Fenster und im Speziellen auch für die Anwendung zur Vorverarbeitung für die Markendetektion ist die Methode von [HYT79] besser geeignet. Bei dieser werden die Veränderungen des Medians innerhalb eines Histogramms verfolgt, welches für das Fenster des ersten Pixels einer Zeile erstellt und jeweils beim Vorrücken zum nächsten Pixel angepasst wird. Dieses Verfahren ist sehr effizient, da die Anpassung nur aus dem Hinzufügen der Pixel in einer Spalte am rechten Rand des Fensters und dem Entfernen einer Spalte am linken Rand besteht. Der Median wird in dem veränderten Histogramm in der Umgebung des Medians des vorherigen Pixels gesucht, da sich der Median bei dem Vorrücken von Pixel zu Pixel – vor allem auch bei großen Fenstern – in der Regel nicht sprunghaft ändert.

Mittels des Medianfilters ist es möglich, kleinere Strukturen in einem Bild zu unterdrücken. In [LYJ02] wird diese Eigenschaft für die Vorverarbeitung zur Markendetektion verwendet, um die Marken aus dem Bild zu entfernen, d.h. das Ergebnis stellt nur den Hintergrund dar (Abb. 3.1(b)). Anschließend wird dieses Hintergrundbild vom Originalbild in Abb. 3.1(a) subtrahiert, so dass das resultierende Bild nur noch die Marken (Abb. 3.2) enthält.

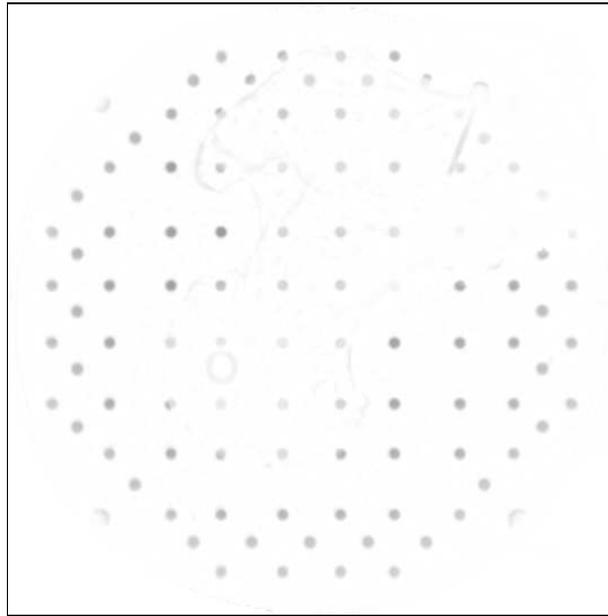
Die verwendete Fenstergröße des Medianfilters richtet sich dabei nach der Größe der projizierten Marken. Da das Fenster mindestens zur Hälfte Pixel des Hintergrundes erfassen muss, gilt für die Seitenlänge  $N$  eines quadratischen Fensters zur Entfernung von Marken mit Radius  $r$ :

$$N \geq \lceil \sqrt{2\pi r^2} \rceil \quad (3.1)$$

Für Marken mit Radius  $r = 7,5$  Pixel ergibt sich damit eine benötigte Fenstergröße von  $19 \times 19$  Pixel.



**Abbildung 3.1:** (a) Original des in diesem Kapitel als Beispiel für die Markendetektion verwendeten Bildes, (b) Bild nach Anwendung eines Median-Filters mit einem  $19 \times 19$  Pixel großen Fenster.



**Abbildung 3.2:** *Ergebnisbild der Subtraktion von Abb. 3.1(b) von Abb. 3.1(a). Zur besseren Darstellung wurde das Bild invertiert, d.h. helle Pixel entsprechen einem geringen Unterschied in den Eingabebildern.*

Durch die Anwendung dieses Verfahrens können im Bild störende Überlagerungen der Marken durch anatomische Strukturen oder auch die Vignettierung des C-Bogens teilweise entfernt werden, wodurch die Genauigkeit der Markendetektion, wie in Abschnitt 3.2.4 beschrieben, gesteigert werden kann.

Die Vorteile des Vorverarbeitungsschrittes werden auch in den nun folgenden beiden Abschnitten zur eigentlichen Markendetektion deutlich, dessen Arbeitsweise in den Abbildungen sowohl anhand des originalen Röntgenbildes als auch an dem zugehörigen, vorverarbeiteten Bild demonstriert wird.

### 3.2.2 Anwendung der Hough-Transformation zur Lokalisation der Marken

Die nahe liegende Lösung für die grobe Lokalisation von Marken in den Röntgenbildern ist der in [LYJ02] verwendete Ansatz des *Template-Matching*. Dabei wird für die Suchmaske – einem Bild in Form und Größe des zu detektierenden Objektes – der Korrelations-Koeffizient [FKPT97] für die Umgebung eines jeden Pixels im Ausgangsbild berechnet. Liegt eine starke Korrelation vor, d.h. der Koeffizient liegt über einem vorgegebenen Schwellwert, so wird der korrespondierende Pixel als Kandidat für den Mittelpunkt eines Kreises betrachtet. Alternativ kann dieses Verfahren auch, wie in [TRG03] beschrieben, nach einer Kantendetektion erfolgen, wodurch die Spezifität für Kreise erhöht wird. Die Suchmaske ist dann ringförmig und stellt ein Modell der Kanten eines Kreises dar.

Da die Suchmaske in der Praxis eine Größe von  $15 \times 15$  Pixel und mehr erreichen kann und das Vorgehen im Kern einer Faltung [Smi02] des Röntgenbildes mit der Suchmaske entspricht, ist der Aufwand für den Template-Matching-Ansatz enorm<sup>2</sup>.

In dieser Arbeit wurde deshalb für die Phase der Groblokalisation die so genannte Hough-Transformation verwendet, die ein im Bereich der Bildverarbeitung allgemeines Konzept zur Detektion von Objekten, wie z.B. Geraden, Eckpunkten und auch Kreisen darstellt. Kernstück ist dabei eine Approximation der Gradienten des Bildes mittels des Sobel-Operators. Da die beiden Masken für diesen Operator nur von der

<sup>2</sup>Bei einem Bild der Größe  $W \times H$  und einer quadratischen Suchmaske der Größe  $N \times N$  ergibt sich ein Aufwand in  $O(WHN^2)$  Operationen. Mit den konkreten Werten  $W = 768$ ,  $H = 576$  und  $N = 15$  sind dies bereits ca.  $10^8$  Multiplikationen und Additionen.

Größe  $3 \times 3$  sind, lässt sich durch die Anwendung der Hough-Transformation eine erhebliche Steigerung der Geschwindigkeit erreichen. Der Aufwand der Faltungen mit den Kernen des Sobel-Operators beträgt nur ca. 8% des Template-Matching mit einer  $15 \times 15$  Suchmaske.

Die im Folgenden dargestellte Spezialisierung der Hough-Transformation auf Kreise mit unbekanntem Radius ist [Dav97] entnommen.

Bei der Anwendung der Hough-Transformation wird zunächst eine geeignete Parametrisierung der zu detektierenden Objekte festgelegt. Im Falle einer Detektion von Kreisen ist dies  $(\vec{m}, r)$  für einen Kreis mit Mittelpunkt  $\vec{m}$  und Radius  $r$ .

Für diese Parametrisierung wird ein dreidimensionaler Akkumulationsraum eingeführt, der für jede Kombination von Mittelpunkt und Radius einen Zähler enthält. Da sowohl die Mittelpunkte als auch die Radien in einem kontinuierlichen Raum definiert sind, wird der Akkumulationsraum diskretisiert. Ein mit  $(\vec{m}, r)$  parametrisierter Kreis wird dann jeweils mit dem Zähler assoziiert, der  $\vec{m}$  und  $r$  am nächsten liegt.

Zur Optimierung wird der Akkumulationsraum, wie in [Dav97] beschrieben, entlang der Achse für den Radius in eine Ebene projiziert. Es entsteht dadurch ein 2D-Akkumulationsraum, der nur noch die Zähler für die Mittelpunkte beinhaltet. Kreise mit unterschiedlichen Radien, aber mit dem selben Mittelpunkt werden durch den selben Zähler repräsentiert. Diese Vereinfachung spart Speicherplatz und führt aufgrund des geringeren Aufwands während der späteren Analyse der Zähler im Akkumulationsraum zu einer Geschwindigkeitssteigerung der Detektion. Es geht dabei jedoch die Spezifität des Detektors für Kreise verloren, es werden z.B. auch Spiralen detektiert. Da aber derartige Formen selten in Röntgenbildern auftreten, ist dies vernachlässigbar und die Anwendung dieser Optimierung benötigt keine weiteren Nachverarbeitungs- oder Klassifikationsschritte der detektierten Objekte.

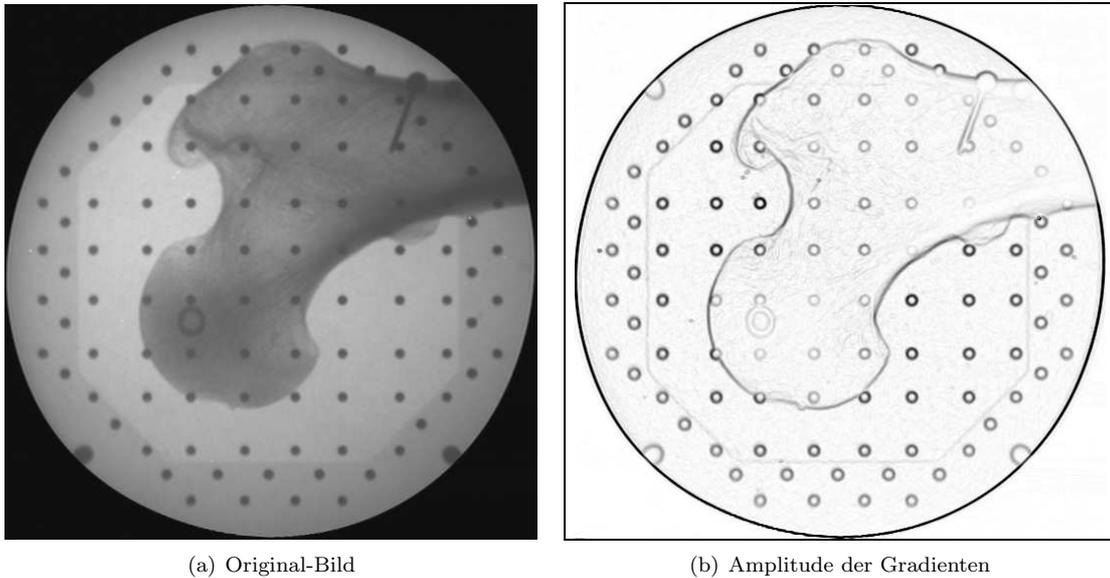
Für die eigentliche Detektion wird ein Gradientenbild des Eingabebildes erstellt, das für jeden Pixel die Richtung des steilsten Anstiegs der Grauwerte enthält. Bei der in der Bildverarbeitung üblichen Konvention, dass bei einem 8-Bit Graustufenbild der Pixelwert 0 der Graustufe Schwarz und 255 Weiß entspricht, zeigt der Gradient an einem Pixel damit in Richtung der helleren Region. Die Stärke des Gradienten kann über die euklidische Vektornorm ermittelt werden und beträgt in homogenen Bildregionen 0. Zum Zweck der Optimierung und um den Einfluss von Rauschen im Bild auf die Markendetektion zu verringern, ist es sinnvoll, nur Gradienten mit einer signifikanten Länge über einem vorgegebenen Schwellwert weiter zu betrachten. Dies ist effektiv und die Wahl eines Schwellwertes ist unproblematisch, da die Marken sehr ausgeprägte Gradienten besitzen und sich gut von den durch Rauschen verursachten Gradienten abheben. Diese Eigenschaft wird auch in Abb. 3.3(b) deutlich, welche die Stärke der Gradienten aus Abb. 3.3(a) darstellt.

Abbildung 3.4(b) zeigt ein entsprechendes Bild der Gradientenstärke für das mittels der Verfahren aus Abschnitt 3.2.1 vorverarbeiteten Bildes 3.4(b). Wegen der automatischen Entfernung des Hintergrundes aus dem Originalbild 3.3(a) enthält 3.4(b) einen deutlich geringeren Anteil an nicht zu den Marken gehörigen Kanten.

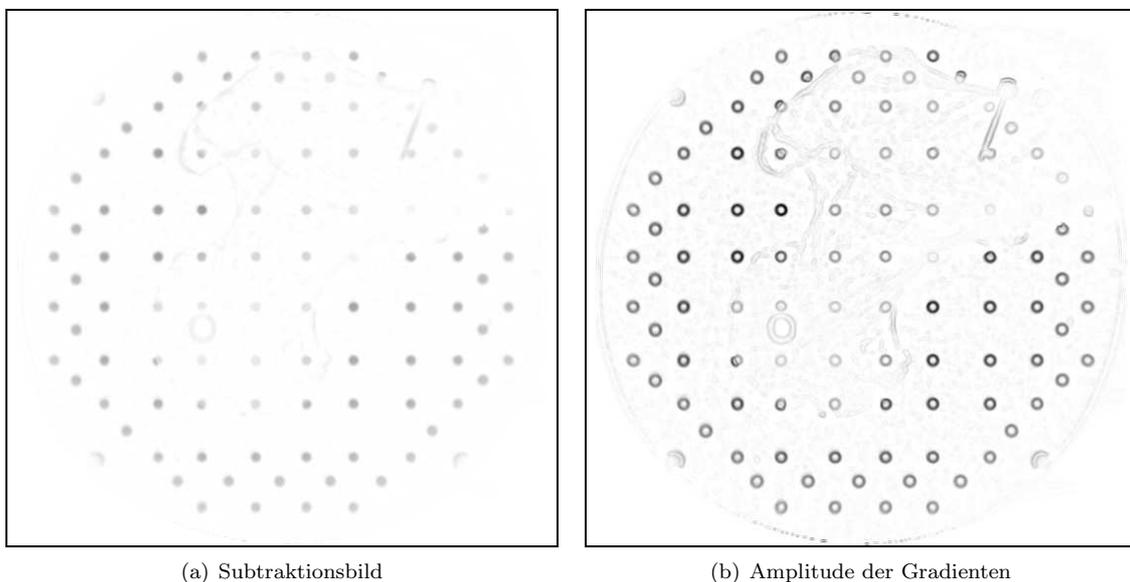
Zur Bestimmung der Gradienten wird in dieser Arbeit der Sobel-Operator verwendet, der einen weit verbreiteten Bildverarbeitungsoperator zur Kantendetektion darstellt [JKS95, Dav97]. Dieser besteht aus zwei Filterkernen  $S_x$  und  $S_y$  (siehe Gleichung (3.2)), mit denen das Bild gefaltet wird. Die Signalantworten der beiden Kerne entsprechen dabei der X- und der Y-Komponente des Gradienten.

$$S_x = \begin{pmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -2 & 0 & 2 \\ -1 & 0 & 1 \end{pmatrix}, \quad S_y = \begin{pmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 0 & 0 & 0 \\ -1 & -2 & -1 \end{pmatrix} \quad (3.2)$$

Im weiteren Verlauf der Detektion wird für jeden Pixel für diejenigen Kreise innerhalb des Akkumulationsbildes votiert – d.h. der Zähler erhöht –, die mit dem Gradienten des Pixels kompatibel sind. Kompatibel



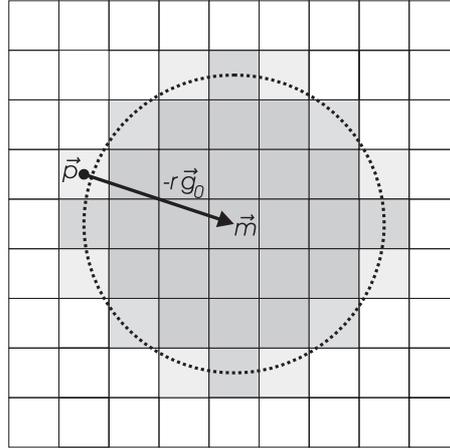
**Abbildung 3.3:** (a) Original des in diesem Abschnitt als Beispiel für die Markendetektion verwendeten Bildes, (b) Amplitude der mittels des Sobel-Operators bestimmten Gradienten. Zur besseren Darstellung wurde das rechte Bild invertiert, d.h. dunkle Punkte korrespondieren zu starken Gradienten.



**Abbildung 3.4:** (a) Subtraktionsbild, wie es durch die Anwendung der in Abschnitt 3.2.1 beschriebenen Vorverarbeitungsschritte auf das Bild aus Abb. 3.3(a) entsteht, (b) Amplitude der Gradienten des Subtraktionsbildes mit deutlich erkennbarer Abschwächung der nicht zu den Marken gehörigen Kanten im Vergleich zu Abb. 3.3(b). Zur besseren Darstellung wurden die Bilder invertiert.

bedeutet dabei, dass der Kreis an diesem Pixel einen Gradienten in dieser Richtung verursachen kann. Da der Gradient senkrecht zur Kante steht, zeigt dieser entweder in Richtung des Mittelpunktes des Kreises oder genau entgegengesetzt dazu.

Wenn bekannt ist, dass die zu detektierenden Kreise dunkel auf hellem Hintergrund sind, dann zeigt der negative Gradient in Richtung des Mittelpunktes. Abb. 3.5 verdeutlicht diese Situation.



**Abbildung 3.5:** Bestimmung des Mittelpunktes  $\vec{m}$  auf Basis des Punktes  $\vec{p}$  und des normalisierten Gradienten  $\vec{g}_0 = \vec{g}/|\vec{g}|$  an der Stelle  $\vec{p}$  bei bekanntem Radius  $r$ . Der Hintergrund zeigt das Pixelgitter mit dem diskretisierten Kreis.

In diesem Fall ergibt sich für einen Punkt  $\vec{p}$  mit dem Gradienten  $\vec{g}$  die Menge  $K(\vec{p}, \vec{g})$  an kompatiblen Kreisen:

$$K(\vec{p}, \vec{g}) = \{(\vec{m}, r) \in \mathbb{R}^2 \times R \mid \vec{m} = \vec{p} - r \frac{\vec{g}}{|\vec{g}|}\} \quad (3.3)$$

Dabei legt  $R$  die Menge der vorab bekannten, möglichen Kreisradien fest.

Nach der Berücksichtigung der Gradienten aller Pixel, kann der Akkumulationsraum analysiert werden, um die Mittelpunkte der detektierten Kreise zu ermitteln. Diese zeichnen sich gegenüber anderen Punkten durch eine besonders große Anzahl an Votierungen aus, wie aus Abb. 3.6 deutlich wird, die den Akkumulationsraum nach der Votierung für das Bild aus Abb. 3.3(a) darstellt.

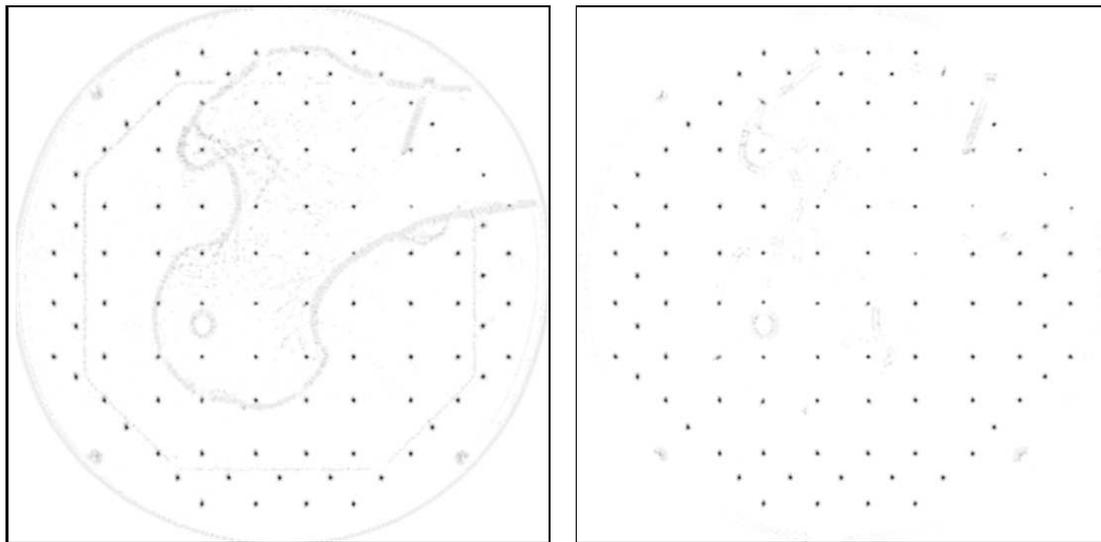
Mittels

$$t = 2\pi b r p_{rel} \quad (3.4)$$

kann ein geeigneter Schwellwert  $t$  für die Anzahl der Votierungen eines Kreises mit Radius  $r$  bestimmt werden, wenn dieser noch detektiert werden soll, obwohl ein relativer Anteil von bis zu  $(1 - p_{rel})$  seines Umrisses fehlt. Ein sinnvoller Wert für  $p_{rel} \in ]0; 1]$  ist z.B. 0,75. Weiterhin gibt  $b$  die Breite der Kante als Anzahl der Pixel an, für welche die Amplitude des Gradienten ausreichend stark für die Markendetektion ist. Dieser Wert kann empirisch aus einem Röntgenbild bestimmt werden und liegt bei ca. 2-3 Pixel.

Obwohl diese Formel den Effekt der Diskretisierung des Akkumulationsraumes nicht berücksichtigt, hat sie sich in dieser Arbeit als robust erwiesen und sich gegenüber Standardmethoden zur automatischen Bestimmung eines Schwellwertes, wie z.B. das  $p$ -tile-Verfahren [JKS95], bewährt.

Um Mehrfachdetektionen des selben Punktes zu vermeiden, wird für die Punkte mit einer Anzahl von Votierungen über diesem Schwellwert in einer lokalen Umgebung der Punkt mit dem Maximum an Votierungen gesucht und dieser als Kandidat für den Mittelpunkt des Kreises in Abschnitt 3.2.3 weiterverarbeitet. Zusätzlich werden die Punkte in der Umgebung des Kandidat-Punktes als „bereits verwendet“ markiert und dadurch von der weiteren Analyse ausgeschlossen.



(a) Akkumulationsraum des Original-Bildes

(b) Akkumulationsraum des vorverarbeiteten Bildes

**Abbildung 3.6:** (a) Akkumulationsraum für das Bild aus Abb. 3.3(a), (b) Akkumulationsraum des mittels der Methoden aus Abschnitt 3.2.1 vorverarbeiteten Bildes aus Abb. 3.4(a). Zur besseren Darstellung wurden beide Bilder invertiert, d.h. dunkle Punkte entsprechen den Orten mit einer großen Anzahl von Votierungen.

Wenn vorab nicht bekannt ist, ob dunkle Kreise auf hellem Grund oder helle Kreise auf dunklem Grund detektiert werden, kann eine der folgenden beiden Möglichkeiten angewandt werden:

- Während des Votierens wird sowohl in Richtung des positiven als auch des negativen Gradienten votiert. Dies erlaubt eine gleichzeitige Detektion von dunklen und hellen Kreisen, führt aber auch zu vielen falschen Votierungen, die das Detektionsergebnis beeinträchtigen können.
- Es wird eine Kreisdetektion für das Originalbild und das invertierte Bild durchgeführt und als Ergebnis die Positionsmenge mit der größten Anzahl an Elementen verwendet. Dadurch können für ein Bild nur die dunklen Kreise oder nur die hellen Kreise detektiert werden, aber nicht beide Mengen gleichzeitig.

Die Notwendigkeit zur Berücksichtigung dieser Varianten bei der Kalibrierung eines Bildverstärkers ergibt sich dann, wenn der C-Bogen über die Möglichkeit zur Invertierung des Bildes verfügt. Die Invertierung wird jedoch selten von den Ärzten verwendet, so dass die Detektion von dunklen Kreisen auf hellem Grund als Standard anzusehen ist. Wenn diese zu nur wenigen detektierten Marken führt, kann dann in Abwandlung der zweiten Strategie eine weitere Detektion für helle Kreise durchgeführt werden.

### 3.2.3 Subpixelgenaue Bestimmung der Position einer Marke

Die Kandidaten für die Mittelpunkte, wie sie durch die Anwendung des im vorherigen Abschnitt beschriebenen Verfahrens ermittelt werden, sind in der Regel aufgrund der Diskretisierung des Akkumulationsraumes relativ ungenau. Die hierzu durchgeführten Experimente zeigten für diese Phase einen durchschnittlichen Fehler zwischen detektierter und korrekter Position von 0,5-1,0 Pixel.

Durch das Nachschalten einer zusätzlichen Phase können diese Positionen jedoch bezüglich ihrer Genauigkeit deutlich verbessert werden, so dass ein durchschnittlicher Fehler in der Größenordnung von unter 0,1 Pixel erreichbar ist.

Abschnitt 3.2.3.1 beschreibt hierzu eine direkt aus der Hough-Transformation abgeleitete Methode. Ein

weiteres Verfahren wird in 3.2.3.2 dargestellt und basiert auf der Berechnung des gewichteten Schwerpunktes [AEPR02] für die Pixel einer Marke.

Die Vor- und Nachteile der beiden vorgestellten Verfahren zur subpixelgenauen Markendetektion werden in Abschnitt 3.2.4 genauer betrachtet.

### 3.2.3.1 Iterative reellwertige Hough-Transformation

Als erste Möglichkeit zur subpixelgenauen Markendetektion bietet es sich an, die Hough-Transformation auf ein Schema zu erweitern, welches nicht mehr mit einem diskreten Akkumulationsbild sondern direkt mit den subpixelgenauen Kandidaten für die Mittelpunkte rechnet.

Es handelt sich dabei um ein Verfahren, das beginnend mit einem Kreis  $(\vec{m}_0, r_0)$ , wobei  $\vec{m}_0$  der Mittelpunktskandidat aus der Hough-Transformation und  $r_0$  der vorgegebene, erwartete Radius der Marke ist, iterativ die Schätzung für die Parameter des Kreises verbessert. In den weiteren Iterationen wird ausgehend von einem Kreis  $(\vec{m}_i, r_i)$  ein neuer Kreis  $(\vec{m}_{i+1}, r_{i+1})$  dadurch bestimmt, dass für die in einem Fenster um  $\vec{m}_i$  befindlichen Pixel  $\vec{p}_{ij}$  auf ähnliche Weise wie in Gleichung (3.3) Mittelpunktskandidaten  $\vec{k}_{ij}$  für einen Kreis mit Radius  $r_i$  bestimmt werden. Kandidaten die außerhalb eines kleinen Bereiches um  $\vec{m}_i$  liegen (z.B. mehr als 2 Pixel entfernt) werden als Ausreißer angesehen und nicht weiter betrachtet. Die übrigen Kandidaten aus der Menge der  $\vec{k}_{ij}$  werden gemittelt und ergeben den Mittelpunkt des Kreises  $\vec{m}_{i+1}$  der nächsten Iteration. Der Radius  $r_{i+1}$  ergibt sich aus dem durchschnittlichen Abstand von  $\vec{m}_i$  zu den Punkten  $\vec{p}_{ij}$ , die mit den für die Mittelung verwendeten Kandidaten korrespondieren.

Die Iterationen werden abgebrochen, sobald  $(\vec{m}_i, r_i) = (\vec{m}_{i+1}, r_{i+1})$  eintritt oder eine vorgegebene Anzahl an maximalen Iterationen überschritten wird. Im letzteren Fall wird der ermittelte Mittelpunkt verworfen.

### 3.2.3.2 Gewichteter Schwerpunkt

Eine weitere Variante zur subpixelgenauen Bestimmung des Mittelpunktes ergibt sich durch den gewichteten Schwerpunkt der Pixel des Kreises [AEPR02]. Bei diesem Verfahren wird zunächst ein Schwellwert  $t_i$  bestimmt, unter dem die Grauwerte der Pixel der  $i$ -ten Marke liegen<sup>3</sup>. Dieser Schwellwert kann adaptiv für die Umgebung eines jeden Mittelpunktskandidaten  $\vec{m}_i$  bestimmt werden, der durch die Verfahren aus Abschnitt 3.2.2 ermittelt wurde.

Eine anwendbare Methode zur adaptiven Bestimmung des Schwellwertes ist der so genannte *p-tile*-Ansatz [JKS95], bei dem zunächst ein Histogramm für die zu analysierenden Pixel erstellt wird. Anschließend wird der Schwellwert  $t_i$  so gewählt, dass er mindestens eine bestimmte Anzahl  $N$  der dunklen Pixel selektiert. Die erforderliche Anzahl  $N$  für die Anwendung des Verfahrens zur Markendetektion ergibt sich aus der Fläche des zu detektierenden Kreises, also  $N = \lceil \pi r^2 \rceil$  für einen Kreis mit Radius  $r$ .

In einem zweiten Arbeitsschritt wird für die Positionen  $P_i = \{\vec{p}_{i1}, \dots, \vec{p}_{i|P_i|}\}$  der Pixel<sup>4</sup> in einem rechteckigen Bereich, der in seiner Größe der einer Marke entspricht, um den Mittelpunktskandidaten  $\vec{m}_i$  der gewichtete Schwerpunkt  $\vec{c}_i$  mittels der Formel (3.5) bestimmt.

$$\vec{c}_i = \frac{\sum_{\vec{p}_{ij} \in P_i} w_i(\vec{p}_{ij}) \vec{p}_{ij}}{\sum_{\vec{p}_{ij} \in P_i} w_i(\vec{p}_{ij})} \quad (3.5)$$

Wobei sich das Gewicht  $w(\vec{p}_{ij})$  für einen Pixel an der Position  $\vec{p}_{ij}$  aus dessen Grauwert  $\text{intensity}(\vec{p}_{ij})$  ergibt:

$$w_i(\vec{x}) = \begin{cases} t_i - \text{intensity}(\vec{x}) & \text{falls } \text{intensity}(\vec{x}) < t_i \\ 0 & \text{sonst} \end{cases} \quad (3.6)$$

---

<sup>3</sup>Es wird ohne Beschränkung der Allgemeinheit in diesem Abschnitt von der Detektion von dunklen Kreisen auf hellem Hintergrund ausgegangen.

<sup>4</sup>Die Position eines Pixels in Spalte  $x$  und Zeile  $y$  ist durch sein Zentrum  $(x + 0,5; y + 0,5)$  gegeben.

| VERFAHREN       | BESCHREIBUNG  |
|-----------------|---|
| <i>IRHT</i>     | Iterative, reellwertige Hough-Transformation  |
| <i>WCOG</i>     | Gewichteter Schwerpunkt   |
| <i>MED-IRHT</i> | <i>IRHT</i> mit Vorverarbeitung des Bildes mittels der Median-Methode aus Abschnitt 3.2.1 |
| <i>MED-WCOG</i> | <i>WCOG</i> mit Vorverarbeitung des Bildes  |

*Tabelle 3.1: Beschreibung der getesteten Verfahren zur Markendetektion.*

Dunklere Pixel, z.B. im Inneren der Projektion einer Marke, erhalten somit ein größeres Gewicht als Pixel, deren Grauwerte nahe an dem Schwellwert  $t_i$  liegen.

### 3.2.4 Versuche zur Markendetektion

Für die Bewertung der vorgestellten Verfahren zur Markendetektion bietet sich eine Computersimulation an, bei der eine Detektion in synthetischen Bildern mit subpixelgenau projizierten Marken durchgeführt wird. Da die tatsächliche Position der Marken in den Bildern bekannt ist, kann der Fehler in der Detektion dann genau bestimmt werden. Dies ist der entscheidende Vorteil gegenüber Versuchen mit realen Röntgenbildern, da in diesen die genaue Position der Marken unbekannt ist und deshalb der Fehler nicht präzise ermittelt werden kann.

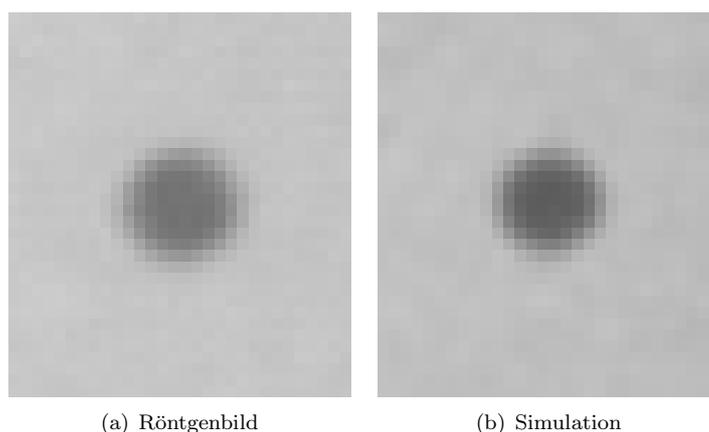
Die für diesen Zweck entwickelte Simulationsumgebung basiert auf einem Raytracing-Ansatz [Wat02], bei dem für jeden Pixel der Strahl in die Richtung zur Strahlenquelle berechnet wird. Schneidet dieser eine der virtuellen Modellmarken der Simulation, wird die Pixelintensität für diesen Grauwert in Abhängigkeit der Länge des Strahlenanteils innerhalb der Marken gemäß den physikalischen Gesetzen abgeschwächt (siehe Gleichung (2.1) in Abschnitt 2.1.1.2). Der hierfür verwendete Abschwächungskoeffizient ist einer der Parameter der Simulation. Die weiteren Einstellmöglichkeiten beziehen sich auf die folgenden Bildeigenschaften:

- Helligkeit und Kontrast
- Vignettierung – Helligkeitsänderung in Abhängigkeit vom Abstand zur Bildmitte hervorgerufen durch physikalische Effekte innerhalb des Bildverstärkers [CJ98]
- Unschärfe Abbildung im Randbereich des Bildes
- Standardabweichung eines additiven, normalverteilten Rauschens
- Abschwächungskoeffizient von zusätzlichen Bildinhalten, welche die Marken teilweise verdecken
- Geometrische Verzeichnung bestehend aus der Überlagerung einer Kissenverzeichnung, zweier orthogonaler Sinuswellen und einer vom Abstand zur Bildmitte abhängigen, spiralenartigen Verwindung

Diese Modellierungsmöglichkeiten sind dabei visuell den beim Betrieb eines realen Bildverstärkers auftretenden Effekten nachempfunden. Abb. 3.7 zeigt hierzu eine Marke aus einem Röntgenbild und einer vergleichbaren Marke, wie sie durch die Simulationsumgebung dargestellt wird.

Während der einzelnen Versuche wird jeweils einer der Parameter variiert, wobei die übrigen Parameter auf Werte gesetzt werden, die visuell dem Betrieb eines *Siemens Siremobil 2*-Gerätes entsprechen. Für jede dieser Einstellungen werden 100 Detektionen durchgeführt. Die angegebenen Fehlerwerte entsprechen dem durchschnittlichen Abstand in Pixel zwischen detektierter und der aus der Simulation bekannten, korrekten Position.

In Tabelle 3.1 finden sich die in den folgenden Abschnitten verwendeten Bezeichner für die getesteten Verfahren zur Markendetektion zusammen mit einer kurzen Beschreibung.

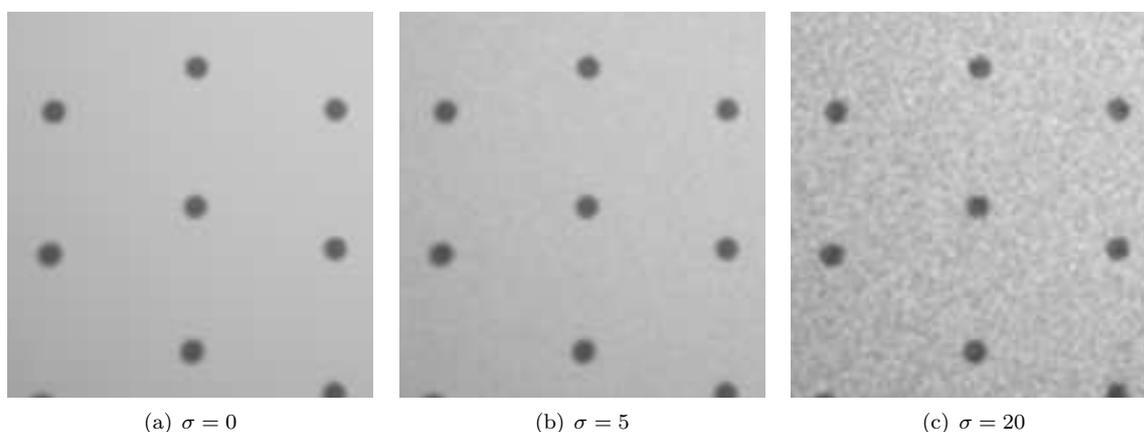


**Abbildung 3.7:** Vergleich der Abbildung der Marken in einem echten Röntgenbild (a) und einem Bild aus der Simulationsumgebung (b).

### 3.2.4.1 Einfluss von Bildrauschen

Während der Aufnahme der Röntgenbilder wird das Bild unvermeidbar durch Rauschen verfälscht, sei es nun durch Messungenauigkeiten innerhalb des C-Bogens, auf dem Signalweg zum Navigationsrechner oder durch Quantisierungsrauschen während der Digitalisierung durch einen Framegrabber für die weitere Verarbeitung.

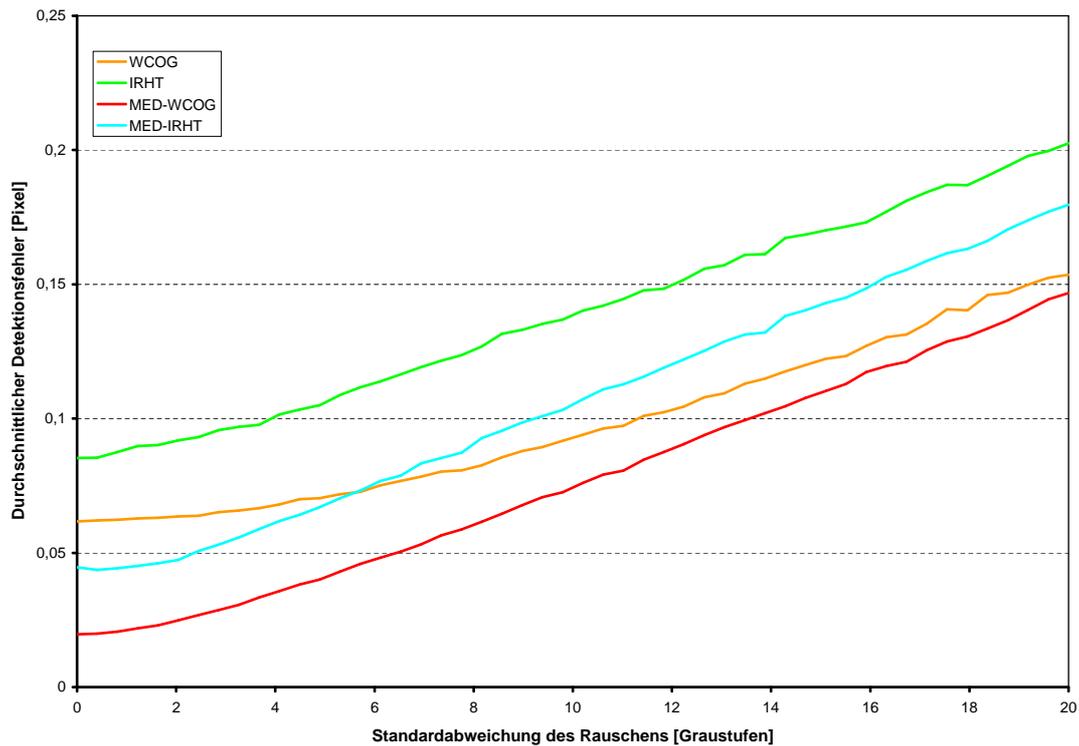
Um den Einfluss dieser Effekte auf die Markendetektion zu untersuchen, wird innerhalb der Simulationsumgebung ein derartiges Rauschen durch die Addition einer normalverteilten Zufallsvariablen zu den Intensitäten der Pixel modelliert. Die Standardabweichung  $\sigma$  ist dabei frei wählbar (Abb. 3.8), der Erwartungswert der Zufallsvariablen ist 0.



**Abbildung 3.8:** (a)-(c) Durch die Simulationsumgebung erzeugte Bilder für verschiedene Standardabweichungen des additiven, normalverteilten Rauschens der Pixelintensitäten.

Das Diagramm in Abb. 3.9 zeigt den Fehler der einzelnen Algorithmen zur Markendetektion in Abhängigkeit von der Standardabweichung  $\sigma$  des Rauschens. Wie zu erwarten, lässt sich dabei eine allgemeine Tendenz zu einem größeren Fehler bei stärkerem Rauschen erkennen.

Die auf dem gewichteten Schwerpunkt basierenden Methoden *WCOG* und *MED-WCOG* erweisen sich durchweg als genauer. Dies liegt zum einen an der größeren Anzahl an Pixel, die bei diesem Verfahren einfließen – es werden Punkte der Fläche der Marken verwendet, statt nur die Randpixel. Daneben sind



**Abbildung 3.9:** Abhängigkeit des Fehlers der Markendetektion von der Standardabweichung  $\sigma$  eines aufdierten, normalverteilten Rauschens.

Kantendetektoren, wie der Sobel-Operator, bezüglich der Frequenzen des Bildes so genannte Hochpassfilter. Hochfrequente Bildanteile, zu denen auch das Bildrauschen gehört, werden durch die Anwendung des Filters im Verhältnis zu den niederfrequenten Anteilen verstärkt. Die Berechnung der Gradienten reagiert deshalb sehr sensibel auf das Rauschen.

Die Betrachtung der Auswirkungen des Medianfilters auf den Frequenzgang erklärt auch die etwas stärkere Abhängigkeit – d.h. stärkere Steigung in dem Diagramm – für die Methoden *MED-IRHT* und *MED-WCOG*, welche die Vorverarbeitungsschritte aus Abschnitt 3.2.1 verwenden. Der Medianfilter wird häufig auch zur Rauschunterdrückung verwendet und entspricht damit im Wesentlichen einem Tiefpassfilter. Bei der Subtraktion des mediangefilterten Bildes von dem Originalbild ergibt sich somit eine relative Verstärkung der hochfrequenten Anteile und damit eine Verschlechterung des Signal-Rausch-Verhältnisses.

Die Auswirkungen können durch das Nachschalten eines Tiefpassfilters, z.B. der Filterung mit einem Gaußkern, eventuell abgemildert werden. Auf diese Technik wurde jedoch im weiteren Verlauf verzichtet, da das Diagramm die Auswirkungen des Rauschens in dem für die Praxis relevanten Bereich  $\sigma < 10$  nur zu einem geringen Ausmaß von ca. 0,03 Pixel zeigt.

#### 3.2.4.2 Einfluss der Verdeckung von Marken

Die Marken des Kalibrierkörpers können durch die gemeinsame Darstellung mit den eigentlichen Bildinhalten, wie den anatomischen Strukturen des Patienten, ganz oder auch nur teilweise überlagert sein. Der letztere Fall ist für die Markendetektion besonders problematisch, da der noch sichtbare Teil eventuell zu einer groben Lokalisation der Marken mittels des Verfahrens aus Abschnitt 3.2.2 führt, die subpixelgenaue Bestimmung der Mittelpunkte aber aufgrund des überlagerten Anteils nicht mehr präzise möglich ist.

Um die Robustheit der vorgestellten Verfahren gegenüber Überlagerungen zu testen, können die Marken in der Simulationsumgebung durch ein virtuelles Plättchen mit variablen Abschwächungseigenschaften für Röntgenstrahlen verdeckt werden. Die Abb. 3.10 zeigt Beispielbilder hierzu.

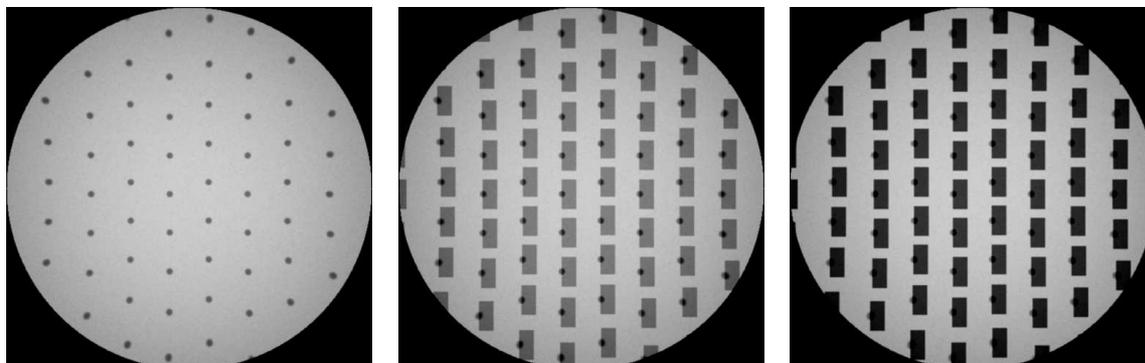


Abbildung 3.10: (a)-(c) Simulierte Verdeckung der Marken durch Plättchen mit unterschiedlichen Abschwächungseigenschaften für Röntgenstrahlen.

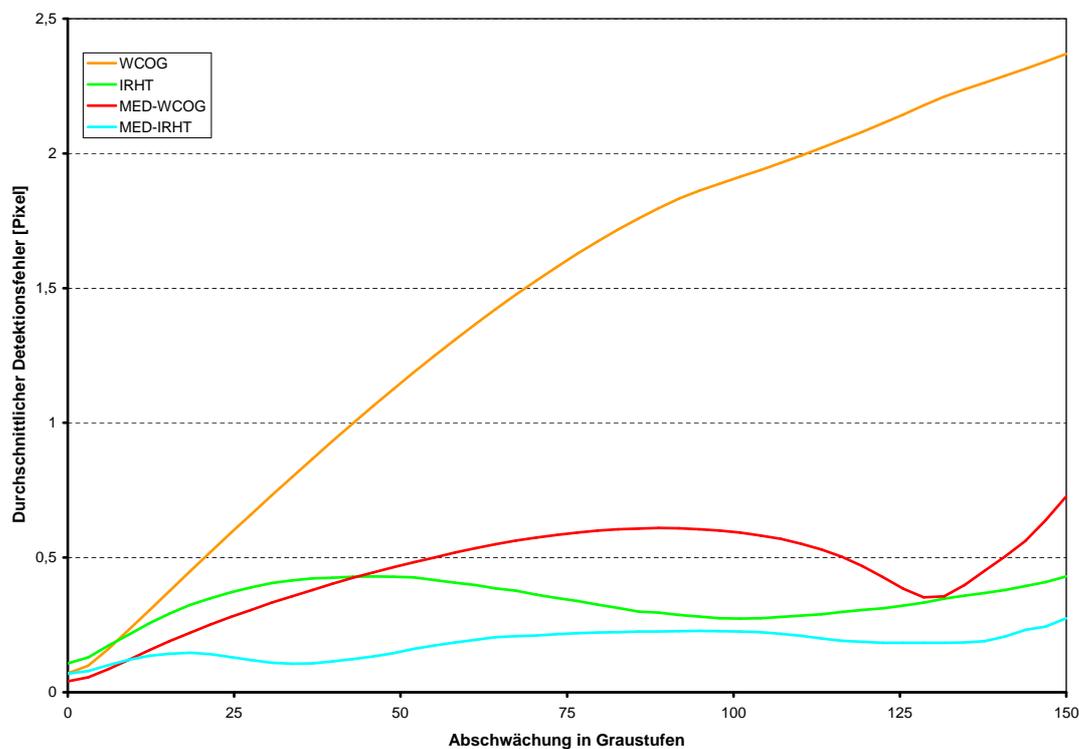


Abbildung 3.11: Abhängigkeit des Fehlers der Markendetektion von der Stärke der Abschwächung von die Marken teilweise verdeckenden Strukturen.

Das Diagramm in Abb. 3.11 lässt vor allem für die auf der Methode des gewichteten Schwerpunktes basierenden Verfahren starke Fehler in Abhängigkeit von der Verdeckung der Marke erkennen. Dies entspricht den Erwartungen, da die verdeckte Fläche durch die Abdunklung ein stärkeres Gewicht erhält und damit den Schwerpunkt in die entsprechende Richtung zieht. Bei einer starken Abschwächung entsteht zusätzlich das Problem, dass die Region der Marken nicht mehr durch die einfache Schwellwert-Segmentierung aus Abschnitt 3.2.3.2 bestimmt werden kann und dadurch Pixel des Hintergrundes mit einfließen.

Die Vorverarbeitung aus Abschnitt 3.2.1 kann die Auswirkungen der Verdeckung verringern, da durch

die Entfernung des Hintergrundes auch die Verdeckung zu einem Teil entfernt wird. Dies zeigt sich vor allem bei der Methode *MED-IRHT*, die auch bei starker Verdeckung noch in der Lage ist, die Marken mit einem durchschnittlichen Detektionsfehler unter 0,25 Pixel zu detektieren.

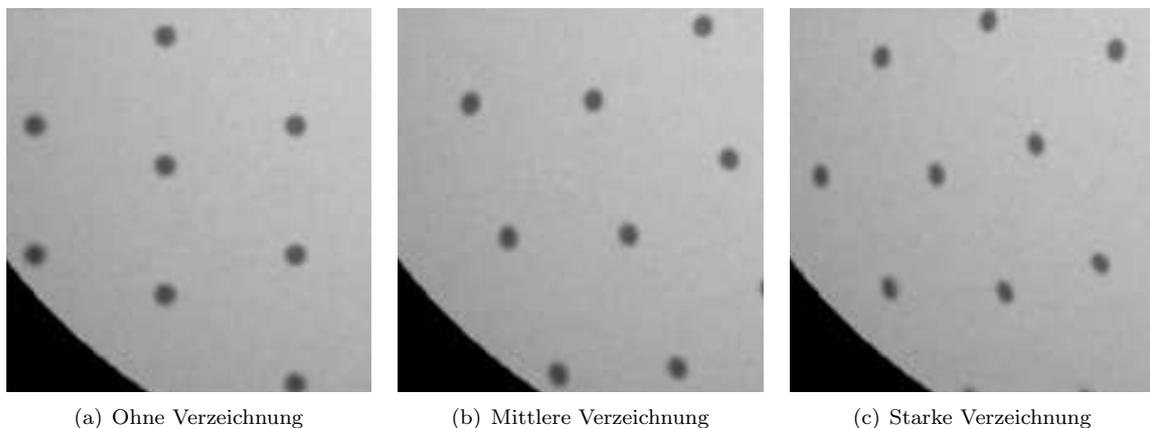
### 3.2.4.3 Einfluss der Verzeichnung

Aufgrund der perspektivischen Projektion werden die Marken nicht in perfekte Kreise sondern in ellipsenartige Formen abgebildet. Die Krümmung der Bildaufnahmefläche des C-Bogens und schließlich auch die durch das Erdmagnetfeld hervorgerufene *S*-förmige Verzeichnung der Bilder, deren Beseitigung Gegenstand von Kapitel 4 ist, bewirken weitere Abweichungen von der Kreisform.

Zum Zweck der Evaluierung des Einflusses dieser Verzeichnungen enthält die Simulationsumgebung die Möglichkeit zur geometrischen Verzerrung der Bilder mittels einer Kissenverzeichnung, zweier orthogonaler Sinuswellen und einer spiralförmigen Verwindung des Bildes. In Abb. 3.12 und im Verlauf dieses Versuches werden diese Verzeichnungen kombiniert angewendet.

Die geometrische Transformation, die diesen Verzeichnungen zu Grunde liegt, wurde für die Fehlerberechnung auch auf die projizierten Mittelpunkte der Marken angewandt, so dass der Fehler die Entfernung zwischen detektierter Position zum tatsächlichen Mittelpunkt der Marke im verzeichneten Bild angibt.

Die Auswirkungen der Verzeichnung sind aufgrund der geringen Größe der Marken bei allen Methoden zur Markendetektion nur sehr schwach ausgeprägt, wie aus dem Diagramm in Abb. 3.13 ersichtlich ist. Es zeigt sich trotz der relativ starken Verzeichnung nur eine Verschlechterung von ca. 0,02 Pixel. Die Auswirkungen sind damit in einer Größenordnung, die vernachlässigt werden kann.



**Abbildung 3.12:** (a)-(c) Bilder der Simulationsumgebung für unterschiedliche Stärken der Verzeichnungseffekte.

### 3.2.4.4 Einfluss der Bildhelligkeit

Die vom C-Bogen gelieferten Röntgenbilder unterliegen gewissen Helligkeitsschwankungen, die zum einen von der Dicke und dem Abschwächungskoeffizienten des geröntgten Materials und zum anderen von der eingestellten Strahlungsintensität des Geräts abhängt.

Natürlich wird der Benutzer bemüht sein, die Bildhelligkeit so einzustellen, dass ihm die optimale Betrachtung der relevanten anatomischen Strukturen des Patienten ermöglicht wird. Er wird hierbei auch von modernen C-Bögen unterstützt, die eine automatische Nachregelung der Strahlenintensität besitzen und so für eine konstante Bildhelligkeit sorgen. Die Probleme für die Markendetektion bezüglich der

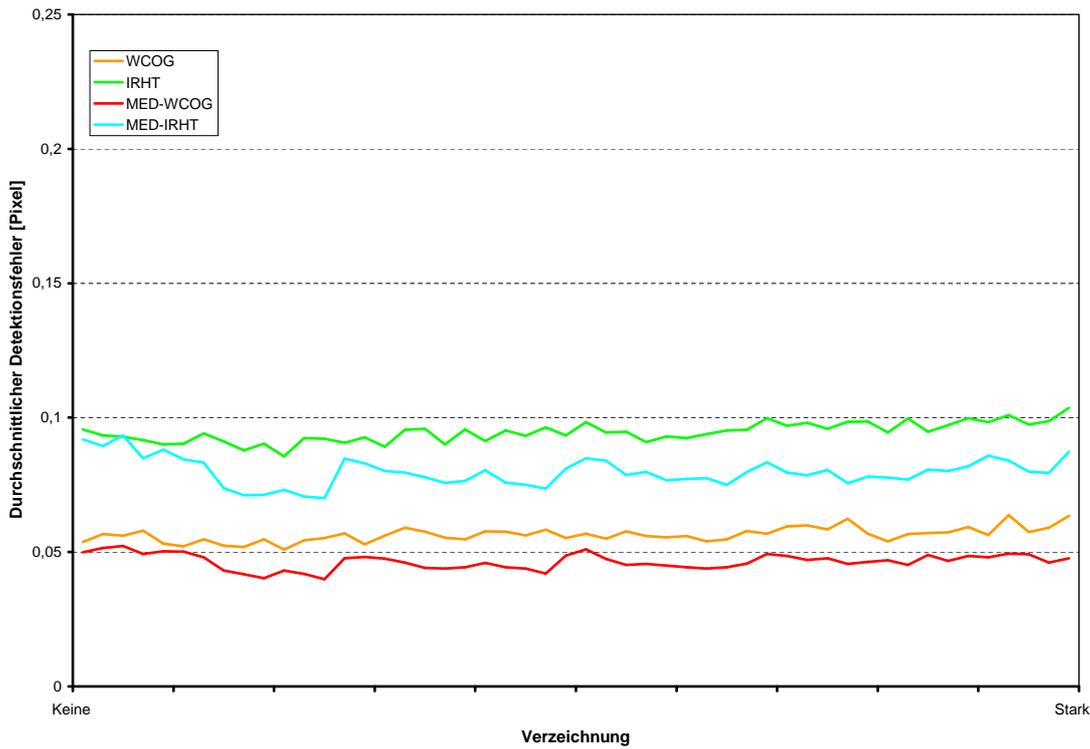


Abbildung 3.13: Abhängigkeit des Fehlers der Markendetektion von der Stärke der Verzeichnungseffekte.

Helligkeit bestehen deshalb nicht in einem globalen Effekt – d.h. dass das Bild insgesamt zu hell oder zu dunkel ist – sondern darin, dass die Strahlungsintensitäten für verschiedene Bildregionen aufgrund eines unterschiedlichen Anteils an Gewebe des Patienten stark variieren. Besonders deutlich wird dies für Aufnahmen im Hüftbereich, wie Abb. 3.14 zeigt. In der Projektion außerhalb des Patienten befindliche Marken werden praktisch mit der gesamten von der Strahlungsquelle emittierten Intensität dargestellt und sind damit in einem zu hellen Bereich. Innerhalb des Patienten wird dagegen ein Großteil der Strahlung bereits durch das Patientengewebe absorbiert, so dass die Marken teilweise nicht mehr sichtbar sind.

Die Auswirkungen von Helligkeitsänderungen auf die Marken bestehen hauptsächlich darin, dass sie sich bei einem zu dunklen Bildhintergrund nicht mehr ausreichend stark abheben oder dass sie in einem zu hellem Bild überstrahlt werden. Letzteres führt zu einer effektiven Verkleinerung der Marken in den Projektionsbildern, da dadurch nur noch ihr Kern dargestellt wird. Bei sehr starker Strahlungsintensität können die Marken auch komplett überstrahlt werden und sind nicht mehr sichtbar.

In der Simulationsumgebung wird die Helligkeit zusammen mit dem im nächsten Abschnitt 3.2.4.5 beschriebenen Kontrast durch eine lineare Abbildung der Intensitäten  $i \mapsto i'$ , modelliert (siehe Gleichung (3.7)), wobei  $i$  die auf den Bildverstärker auftreffende Intensität und  $i'$  der transformierte Grauwert im Ergebnisbild ist, der im weiteren Verlauf auf den im Bild darstellbaren Grauwertbereich (z.B. für 8-Bit auf  $\{0, 1, \dots, 255\}$ ) beschränkt wird.

$$i' = ci + b \tag{3.7}$$

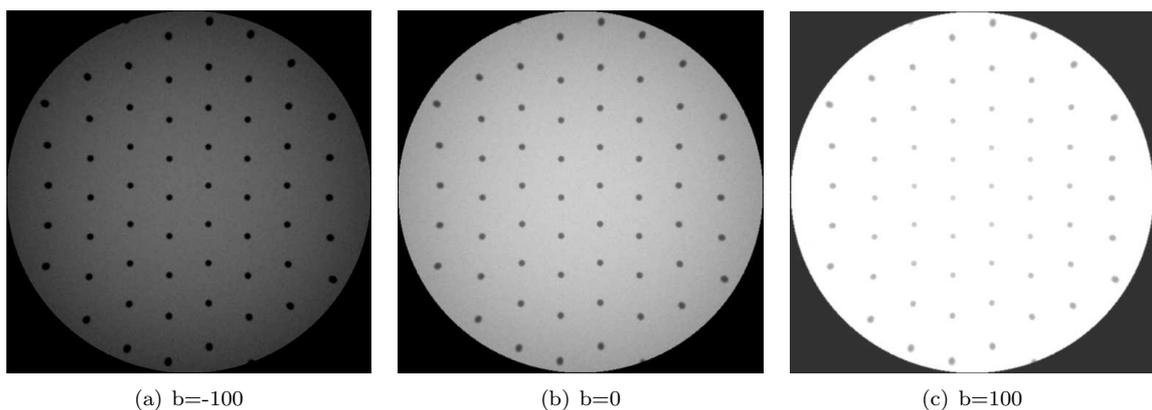
Der Koeffizient  $c$  ist dabei der Parameter für den Kontrast und  $b$  steuert die Helligkeit.

Abb. 3.15 zeigt einige von der Simulationsumgebung erzeugte Beispielbilder für unterschiedliche Werte von  $b$ .

Die Auswertung in Abb. 3.16 zeigt für alle Verfahren zur Markendetektion einen praktisch invarianten



*Abbildung 3.14:* Bildregionen unterschiedlicher Helligkeiten bei einer Röntgenaufnahme einer Hüfte. Die Marken sind im oberen Bereich aufgrund der Röntgenabsorption des Gewebes des Patienten nicht mehr sichtbar, während sie im unteren Bereich außerhalb des Patienten überstrahlt werden.



*Abbildung 3.15:* (a)-(c) Bilder der Simulationsumgebung für unterschiedliche Werte für den Parameter der Helligkeit  $b$ .

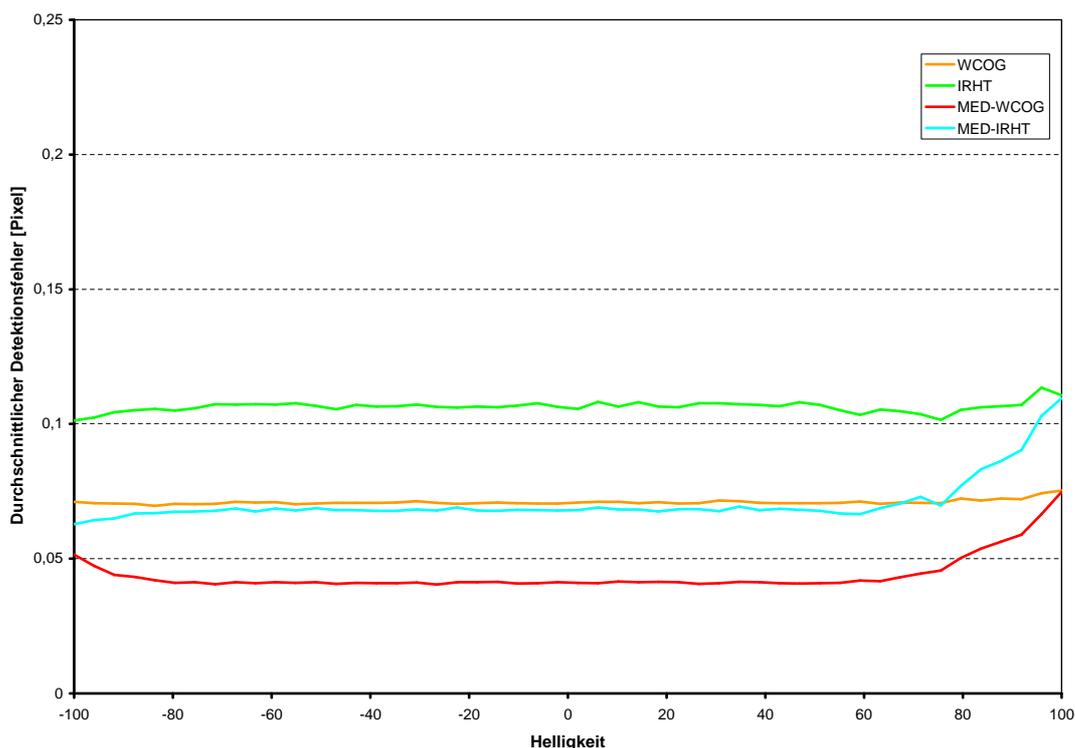


Abbildung 3.16: Abhängigkeit des Fehlers der Markendetektion von der Helligkeit  $b$ .

Verlauf gegenüber Helligkeitsänderungen. Lediglich für *MED-IRHT* und *MED-WCOG* zeigt sich bei dem Extrem  $b = 100$  eine vernachlässigbare Verschlechterung im Bereich von ca. 0,05 Pixel.

### 3.2.4.5 Einfluss des Kontrastes

Eng verwandt mit der Bildhelligkeit ist der Kontrast, dessen Variabilität in den Röntgenbildern ebenfalls durch zusätzliches Material im Strahlengang oder durch die Veränderung der Strahlenintensität hervorgerufen wird.

Innerhalb der Simulationsumgebung wird der Kontrast durch den Koeffizienten  $c$  in (3.7) gesteuert. Abb. 3.17 zeigt hierzu einige Beispielbilder.

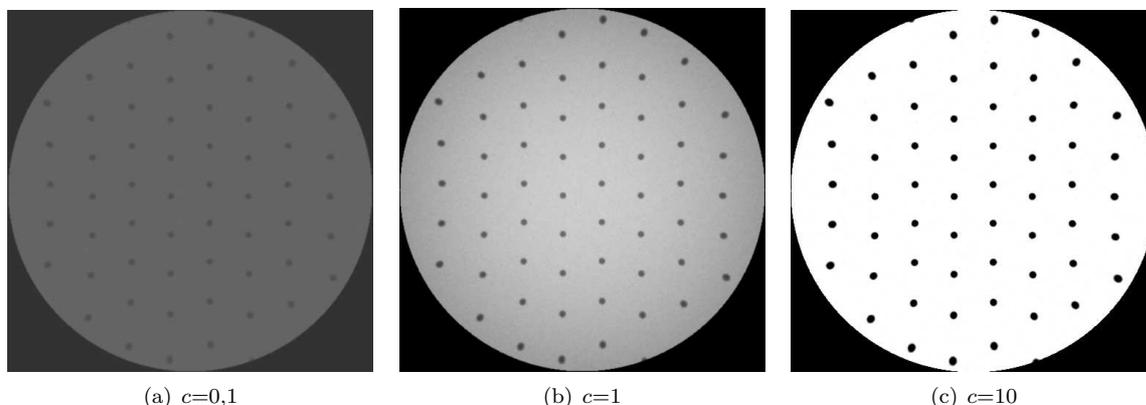


Abbildung 3.17: (a)-(c) Bilder der Simulationsumgebung für unterschiedliche Werte für den Kontrast  $c$ .

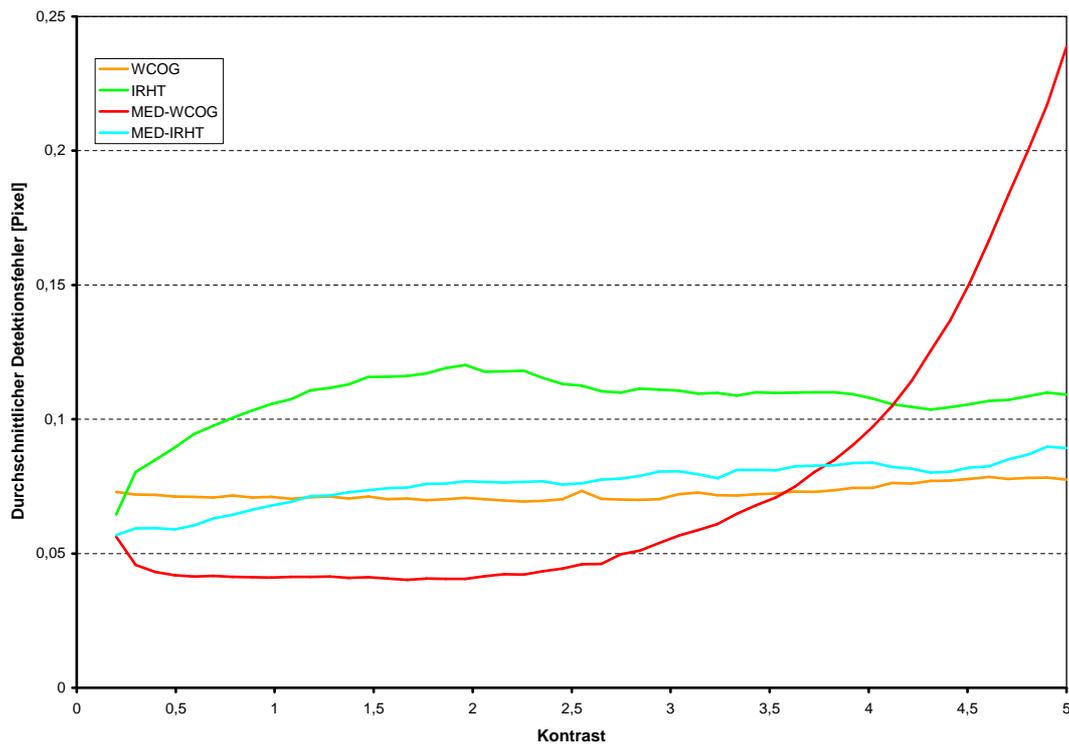


Abbildung 3.18: Abhängigkeit des Fehlers der Markendetektion von dem Kontrast  $c$ .

Aus Abb. 3.18 wird ersichtlich, dass der Kontrast in dem für die Praxis relevanten Bereich von 0,5 bis 1,5 für alle Verfahren nur einen geringen Einfluss aufweist. Es zeigt sich aber eine allgemeine Tendenz zur Vergrößerung des Fehlers bei einem starken Kontrast für die Methoden *IRHT*, *MED-IRHT* und vor allem für *MED-WCOG*. Diese liegt in der multiplikativen Verstärkung der Effekte des Bildrauschens (siehe Abschnitt 3.2.4.1) und der Vignettierung (Abschnitt 3.2.4.6) begründet. Ein entsprechendes Experiment ohne Rauschen und Vignettierung zeigte einen invarianten Verlauf gegenüber der Veränderung des Kontrastes.

#### 3.2.4.6 Einfluss der Vignettierung der Röntgenbilder

Im Gegensatz zur Bildhelligkeit in Abschnitt 3.2.4.4 handelt es sich bei der Vignettierung nicht um eine gleichmäßige Veränderung aller Pixel, sondern um eine vom Abstand zur Bildmitte abhängige Abschwächung der Intensitäten. Diese wird durch physikalische Vorgänge innerhalb der Elektronenoptik des Bildverstärkers [CJ98] hervorgerufen und bewirkt bei dem für diese Arbeit verwendeten Gerät ein Abfallen der Intensitäten am Bildrand um etwa 25% gegenüber der Bildmitte.

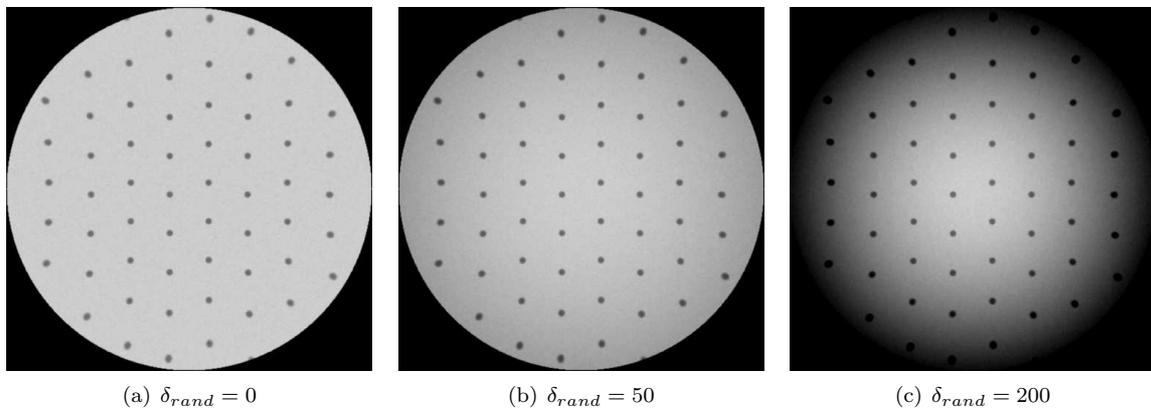
Ähnliche, großflächige Veränderungen treten auch durch die Überlagerung mit dem Gewebe des Patienten auf – z.B. durch die Variabilität des Anteils an Gewebe im Strahlengang. Dies ist von den Versuchen in Abschnitt 3.2.4.2 zu unterscheiden, in denen die Verdeckung einer Marke durch eine Stufenkante evaluiert wurde.

Die Auswirkungen der Vignettierung auf die Markendetektion liegen darin, dass die Abbilder der Marken durch einen schwachen Grauwertverlauf – einen zusätzlichen Gradienten – überlagert sind, durch den die eigentlichen Gradienten für die Hough-Transformation und der Schwerpunkt der Marken für die Methoden *WCOG* und *MED-WCOG* systematisch zur Bildmitte oder zum Rand des Bildes hin abgelenkt werden.

Innerhalb der Simulationsumgebung wird der Effekt der Vignettierung durch einen quadratischen Verlauf der Intensitätsänderung modelliert, die in der Bildmitte 0 beträgt und bis zum Rand des Bildaufnahme-fensters auf  $\delta_{rand}$  Graustufen ansteigt. Abb. 3.19 zeigt hierzu einige Beispielbilder für unterschiedliche Werte von  $\delta_{rand}$ .  $\delta_{rand} = 50$  entspricht dabei in etwa der Vignettierung des für diese Arbeit verwendeten C-Bogens.

Der dadurch zu erwartende Fehler der Markendetektion mit steigendem Wert von  $\delta_{rand}$  ist in Abb. 3.20 für die auf das Originalbild angewandte Verfahren *WCOG* und *IRHT* sichtbar. Durch die Anwendung der Hintergrundentfernung aus Abschnitt 3.2.1 kann dieser Effekt jedoch bis zu einem gewissen Grad aufgehoben werden, da die Vignettierung als Teil des Hintergrundes ebenfalls entfernt wird.

Bei sehr starker Vignettierung ist jedoch die korrekte Entfernung des Hintergrundes wegen der großen Variation der Pixelintensitäten mittels der einfachen Technik der Median-Filterung nicht mehr möglich, so dass z.B. der Fehler von *MED-WCOG* gegenüber dem Fall *WCOG* ohne Vorverarbeitung deutlich höher ist.



**Abbildung 3.19:** (a)-(c) Bilder der Simulationsumgebung für unterschiedliche Stärken des Vignettierungseffektes in  $\delta_{rand}$  Graustufen.

### 3.3 Lösungsansätze für die Zuordnung zu Modellmarken

Wenn die Lage des Kalibrierkörpers und damit seiner Marken innerhalb des Bildes annähernd bekannt ist, kann die Markenzuordnung durch eine einfache Suche der nächsten, detektierten Position zu einer Marke erfolgen.

Nicht mit einer Modellmarke korrespondierende, detektierte Positionen sind in der Regel weiter von den Marken entfernt, als die tatsächlich den Modellmarken entsprechenden Positionen, so dass durch diese einfache Suche des nächsten Nachbarn automatisch die falsch detektierten Positionen ignoriert werden.

Ein nicht zu vernachlässigender Sonderfall liegt jedoch vor, wenn die gesuchten Marken des Kalibrierkörpers nicht im Bild sichtbar sind, weil sie z.B. durch im Strahlengang befindliche Metallteile des Operationsbestecks oder des Operationstisches verdeckt werden. Die Zuordnung mittels der Suche des nächsten Nachbarn wird in diesem Fall immer falsche Ergebnisse liefern.

Signifikante Verbesserungen können dabei durch zwei recht einfache Erweiterungen erreicht werden:

- Zuordnungen werden nur erlaubt, wenn der Abstand zwischen detektierter Position und Modellmarke unter einem vorgegebenen Schwellwert liegt. Dadurch können grob falsche Zuordnungen verhindert werden. Die Wahl des Schwellwertes hängt vom maximalen Versatz von der detektierten Position zur erwarteten Markenposition ab und kann z.B. durch Experimente bestimmt werden.

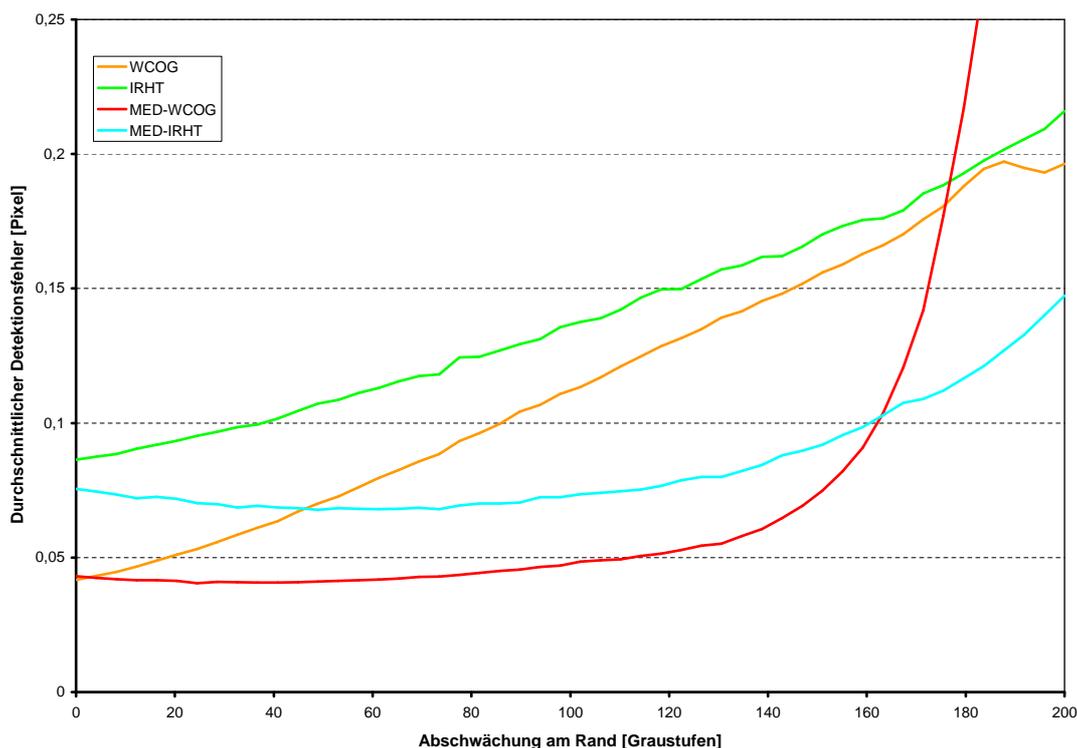


Abbildung 3.20: Abhängigkeit des Fehlers der Markendetektion von der Stärke der Vignettierung  $\delta_{rand}$ .

- Mittels der beidseitigen Suche nach dem nächsten Nachbarn wird eine bijektive Abbildung zwischen Modellmarken und detektierten Positionen bestimmt. Dabei wird die Menge an möglichen Korrespondenzen so eingeschränkt, dass zu einer detektierten Position auch die Modellmarke der nächste Punkt unter allen Modellmarken ist.

Die Markenzuordnung mittels der Suche nach dem nächsten Nachbarn mit den beschriebenen Erweiterungen ist effizient und auch einfach zu implementieren. Sie kann z.B. bei der Korrespondenzsuche während der Bestimmung der Projektionsgeometrie verwendet werden, weil dort das Bild bereits durch die in Abschnitt 4 beschriebene Entzerrung an das Koordinatensystem des Kalibrierkörpers angepasst wurde und die Lage der projizierten Marken bis auf projektive Effekte auf wenige Pixel genau fest steht.

Die Methode der Suche nach dem nächsten Nachbarn für die Markenzuordnung zeigt, dass das Zuordnungsproblem trivial ist, wenn die Lage des Kalibrierkörpers im Bild bekannt ist. Aber aufgrund der in Abschnitt 3.1.2 erwähnten Probleme ist es im Allgemeinen schwierig, wenn nicht sogar unmöglich, diese Lage im klinischen Einsatz für ein Navigationssystem konstant zu halten.

Die Marken des Kalibrierkörpers müssen deshalb vor der eigentlichen Zuordnung in das Koordinatensystem des Bildes transformiert werden.

Die dafür notwendige Transformation ist beschränkt auf eine Rotation, Skalierung, Translation und Spiegelung und somit parametrisiert mit einem Drehwinkel  $\phi$ , einem Skalierungsfaktor  $s$  und einem Translationsvektor  $\vec{t} = (t_x, t_y)^T$ . Ein zusätzlicher Parameter  $m$  für die Spiegelung kann die Werte  $-1$  und  $1$  annehmen, wobei nach der Rotation an der X-Achse gespiegelt wird, wenn  $m = -1$  ist.

Eine derartige Transformation wird in Matrixschreibweise durch die folgende Formel modelliert

$$\vec{p}' = f_{\phi, s, \vec{t}, m}(\vec{p}) = s \begin{pmatrix} 1 & 0 \\ 0 & m \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \cos(\phi) & -\sin(\phi) \\ \sin(\phi) & \cos(\phi) \end{pmatrix} \vec{p} + \begin{pmatrix} t_x \\ t_y \end{pmatrix} \quad (3.8)$$

$\vec{p}$  ist dabei der zu transformierende 2D-Punkt und  $\vec{p}'$  ist das transformierte Ergebnis.

Sind umgekehrt Punkte  $\vec{p}_i$  mit ihren korrespondierenden Abbildern  $\vec{p}'_i$  unter der Transformation bekannt, dann können die Parameter der Transformation bestimmt werden. Dieser als „Paired-Points“ oder auch „Corresponding-Points“-Registrierung bezeichnete Ansatz ist im 2D-Fall direkt, d.h. ohne ein iteratives Verfahren, lösbar.

Im Anhang C.1.1 wird hierzu ein schnelles Verfahren für zwei Punktkorrespondenzen und in C.1.2 der allgemeine Algorithmus für mehr als zwei Punktkorrespondenzen vorgestellt. Beide Verfahren sind jedoch beschränkt auf einen im voraus bekannten Wert von  $m$ , weil damit für die Bestimmung der Parameter nur zwei Punktkorrespondenzen ausreichen. Dies ist eine Eigenschaft, die für den im Abschnitt 3.3.1.2 vorgestellten Zuordnungsalgorithmus von Bedeutung ist.

Die Korrespondenzsuche kann durch spezielle Marken zur Transformationsbestimmung unterstützt werden, die in den Kalibrierkörper eingebracht werden und durch Form oder Anordnung von den übrigen Marken unterschieden werden können.

In [Bra99] werden hierzu z.B. quadratische Marken verwendet, während die eigentliche Verzeichnungs-korrektur mittels kreuzförmiger Marken geschieht. Eine ähnliche Anwendung dieses Konzeptes wird in [LYJ02] gezeigt, bei der die Ausrichtung des Kalibrierkörpers durch eine U-förmige Anordnung von Marken bestimmt wird. Die Marken sind dabei durch ihre Größe von den übrigen Marken unterscheidbar.

Das Problem bei einem derartigen Ansatz ist, dass die Lage des Kalibrierkörpers nur durch einzelne, dedizierte Marken bestimmt werden kann. Werden diese durch Metallteile im Strahlengang soweit verdeckt, dass die erforderliche Anzahl für eine Transformationsbestimmung nicht erreicht wird oder generell keine robuste Zuordnung mehr möglich ist, dann kann das zugehörige Bild nicht kalibriert werden. Diese Situation ist in einer realen Anwendung während eines chirurgischen Eingriffes fatal, da die Metallteile, sei es nun vom Operationstisch oder vom Operationsbesteck, nicht ohne weiteres entfernt werden können und für den Eingriff genau ein Bild aus dieser Richtung benötigt wird.

Um dieses Problem zu vermeiden, ist es sinnvoll, die Positionen der Marken so anzuordnen, dass ab einer gewissen minimalen Größe jede Teilmenge der Marken zu einer Transformationsbestimmung herangezogen werden kann. Eine zufällige Anordnung reicht hier in der Regel bereits aus.

Im nächsten Abschnitt wird ein Algorithmus vorgestellt, der für die Transformationsbestimmung eines derartigen Kalibrierkörpers verwendet werden kann.

### 3.3.1 Der Random-Sample-Consensus-Algorithmus

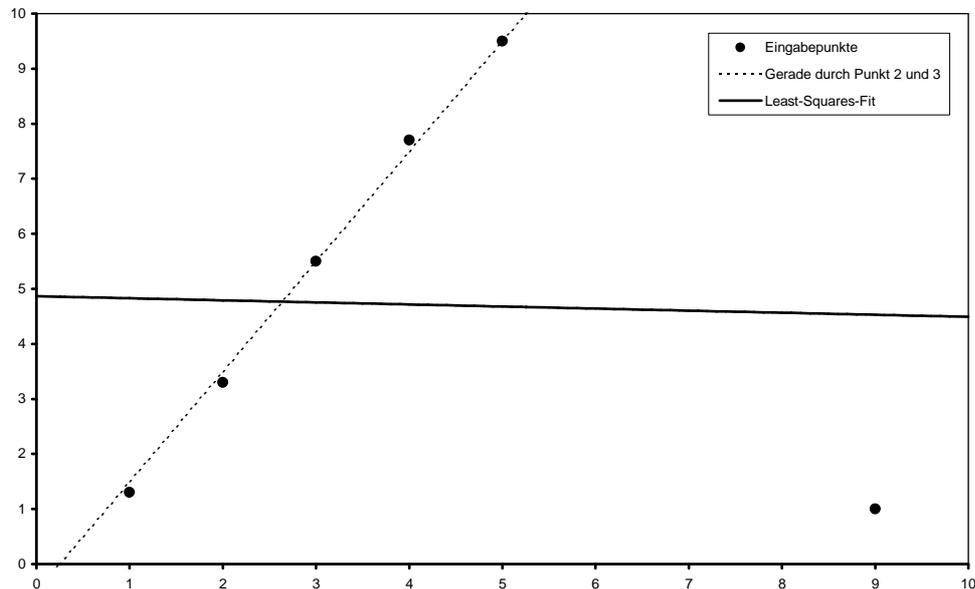
Für die Handhabung der im Abschnitt 3.1.2 beschriebenen Probleme eignet sich der *Random Sample Consensus (RANSAC)*-Algorithmus [FB81], der ein robustes Verfahren zur Anpassung eines mathematischen Modells an eine vorgegebene Datenmenge – zur so genannten robusten Regression – darstellt. Der Algorithmus selbst ist allgemein und vielfältig anwendbar, so wird er z.B. in [PRGB97] zur Lokalisation einer planaren Fläche in Ultraschallbildern verwendet.

#### 3.3.1.1 Beschreibung des Grundalgorithmus

Die Anwendung des RANSAC-Algorithmus für die robuste Markenzuordnung wird in Abschnitt 3.3.1.2 genauer beschrieben. Hier soll zunächst die grundlegende Arbeitsweise des Algorithmus anhand der Problemstellung der Anpassung einer durch  $y = a \cdot x + b$  modellierten Geraden an eine Menge von Datenpunkten  $D = \{(x_1, y_1), (x_2, y_2), \dots, (x_N, y_N)\}$  näher erläutert und veranschaulicht werden.

Die Menge  $D$  enthält dabei einige fehlerhafte Punkte. Statistische Standardverfahren zur Regression einer Gerade, bei denen alle Datenpunkte verwendet werden – wie z.B. der Methode der kleinsten Quadrate

(engl. *Least-Squares*) – sind deshalb nicht anwendbar, da diese Verfahren sehr empfindlich auf Ausreißer reagieren.



**Abbildung 3.21:** Durch einen Ausreißer gestörte Eingabemenge (markiert durch ●) mit einer mittels der Methode der kleinsten Quadrate bestimmten Regressionsgerade (durchgezogene Linie). Die gestrichelte Linie zeigt eine Gerade, die in einem Zwischenschritt des RANSAC-Algorithmus berechnet wird, wenn der dritte und fünfte Punkt der Eingabemenge ausgewählt werden.

Dies wird z.B. in Abb. 3.21 deutlich, in der ein einziger fehlerhafter Datenpunkt genügt, um die durchgezogene, mittels der *Least-Squares*-Methode bestimmten Regressionsgerade von der linearen Tendenz der Eingabepunkte abzulenken.

Das *RANSAC*-Verfahren geht deshalb den umgekehrten Weg, statt von allen Datenpunkten der Eingabemenge auszugehen, wird eine zufällig und gleichverteilt ausgewählte Teilmenge der Eingabe verwendet, welche die minimale Anzahl der Elemente enthält, für die eine Bestimmung der Modellparameter möglich ist. Durch die Beschränkung auf die minimal nötige Anzahl wird dabei die Wahrscheinlichkeit für eine ausreißerfreie Teilmenge maximiert. Im Beispiel einer Geraden sind zwei Punkte der Eingabemenge nötig, um die Parameter  $a$  und  $b$  der Geradengleichung zu bestimmen. Abb. 3.21 zeigt die Gerade, die durch die Auswahl des dritten und fünften Punktes der Eingabe entsteht, als gestrichelte Linie.

Ausgehend von den zufällig ausgewählten Eingabepunkten wird nun eine Hypothese für die Parameter des Modells aufgestellt und diese anschließend bewertet, indem die Übereinstimmung - der Konsensus - mit allen Punkten der Eingabe bestimmt wird. Dies geschieht z.B. durch Zählen der Eingabepunkte, die nicht weiter als ein vorgegebener Schwellwert von der Geraden entfernt liegen. Die Menge dieser Punkte stützt die Hypothese und wird im Folgenden als Unterstützungsmenge bezeichnet.

Da es möglich ist, dass die Teilmenge für das Aufstellen der Hypothese Ausreißer enthielt, müssen mehrere Iterationen mit unterschiedlichen Teilmengen durchgeführt werden, wobei als Endergebnis die Hypothese mit der größten Übereinstimmung mit der Eingabemenge verwendet wird.

Da die Ergebnis-Hypothese auf nur zwei Punkten der Eingabe beruht, ist sie stark beeinflusst von Rauschen innerhalb der Datenpunkte. Dies kann gemindert werden, indem im Anschluss eine *Least-Squares*-Regression an die Unterstützungsmenge der Hypothese durchgeführt wird.

Abschließend wird nun der Gesamtalgorithmus kurz skizziert:

1. Solange nicht die maximale Anzahl der Iterationen erreicht ist<sup>5</sup>:
  - (a) Zufällige Auswahl einer minimalen Teilmenge  $T$  aus der Eingabemenge, ausreichend zum Aufstellen einer Hypothese für die Parameter des Modells.
  - (b) Bestimmung der Hypothese  $H_{current}$  für die Modellparameter auf der Basis von  $T$ .
  - (c) Bewertung der Hypothese  $H_{current}$  durch die Bestimmung der Übereinstimmung mit allen Datenpunkten der Eingabe.
  - (d) Wenn die Übereinstimmung größer als die der bisher besten Hypothese  $H_{best}$  ist, speichere  $H_{current}$  als neues  $H_{best}$ .
2. Verfeinere  $H_{best}$  durch eine Least-Squares-Anpassung an die Unterstützungsmenge von  $H_{best}$  und liefere die Verfeinerung als Gesamtergebnis zurück.

### 3.3.1.2 Anwendung des RANSAC-Algorithmus zur robusten Markenzuordnung

Nach den allgemeinen Betrachtungen zur Funktionsweise des RANSAC-Algorithmus im vorherigen Abschnitt, wird dieses Verfahren nun auf die konkrete Anwendung einer robusten Markenzuordnung zwischen der Modellpunkt-Menge  $M = \{m_1, m_2, \dots, m_{|M|}\}$  und der Menge der detektierten Positionen  $D = \{d_1, d_2, \dots, d_{|D|}\}$  übertragen.

Das RANSAC-Verfahren wird dabei für die Bestimmung der Parameter einer bis auf Skalierung und Spiegelung rigidem 2D-Transformation verwendet, welche die Modell-Punkte  $M$  auf die detektierten Positionen  $D$  abbildet. Die mathematische Darstellung einer derartigen Transformation wurde bereits in Gleichung (3.8) gezeigt.

Sobald eine entsprechende Transformation gefunden wurde, können die detektierten Positionen einfach dem nächsten Modellpunkt zugeordnet werden, so wie es bereits zu Beginn des Abschnittes 3.3 beschrieben wurde.

Innerhalb einer Iteration des RANSAC-Algorithmus zur Markenzuordnung werden Korrespondenzen gebildet, indem zufällig zwei Punkte  $m_i$  und  $m_j$  aus  $M$  ausgewählt und diesen zwei zufällig ausgewählte Punkte  $d_p$  und  $d_q$  aus  $D$  zugeordnet werden. Für diese Korrespondenzen können mittels der Anwendung des in C.1.1 beschriebenen Algorithmus bereits die Parameter  $\phi$ ,  $s$  und  $\vec{t}$  der Transformation bestimmt werden, die bei korrekter Auswahl der Korrespondenzen auch annähernd der gesuchten Gesamttransformation entsprechen.

Für die Handhabung der Spiegelung bieten sich zwei Möglichkeiten an:

1. Es wird mit einem fest vorgegebenen Wert für  $m$  eine Zuordnung versucht. Falls dabei nur wenige Marken zugeordnet werden oder der Abstand zwischen den korrespondierenden Paaren zu groß ist, wird mit  $m := -m$  ein erneuter Versuch gestartet. Der Versuch mit den meisten Zuordnungen wird anschließend als Ergebnis weiterverwendet.
2. Alternativ kann der Spiegelungsparameter zufällig mit gleicher Wahrscheinlichkeit auf  $m = -1$  oder  $m = 1$  gesetzt werden.

Die zufällige Auswahl scheint dabei auf den ersten Blick ineffizient zu sein, jedoch müsste für eine Bestimmung von  $m$  auf Basis der Eingabe-Punktmenge  $M$  und  $D$  eine dritte Korrespondenz  $(m_k, d_r)$  zufällig bestimmt werden. Diese wird in der Regel mit deutlich geringerer Wahrscheinlichkeit korrekt sein als die zufällige Wahl von  $m$ , so dass das letztere Verfahren vorzuziehen ist.

---

<sup>5</sup>Auf das in [FB81] vorgestellte zweite Terminierungskriterium: „Abbruch falls der Konsensus für die derzeitige beste Hypothese groß genug ist“ wurde zugunsten der Einfachheit und wegen der Schwierigkeit, einen geeigneten Schwellwert festzulegen, verzichtet. Es handelt sich dabei um eine einfache Optimierung, die einen vorzeitigen Abbruch auslöst, wenn angenommen werden kann, dass bereits die korrekten Modellparameter gefunden wurden.

Wie bereits in 3.1.2 beschrieben, ist der Spiegelungszustand  $m = -1$  der Grundzustand vieler C-Bogen-Geräte und wird von vielen Ärzten präferiert, so dass die Verwendung der ersten Möglichkeit durchaus praktikabel ist. Insbesondere da durch den zweiten Fall die Wahrscheinlichkeit für eine korrekt bestimmte Transformation während einer Iteration halbiert wird und dadurch wie in 3.3.1.3 beschrieben mehr Iterationen benötigt werden. Im Rest dieses Abschnitts wird deshalb ein festes  $m = -1$  verwendet und davon ausgegangen, dass dies in der Regel im ersten Versuch bereits zum Ziel führt.

Damit ist die gesamte Transformation bestimmt und es kann die Übereinstimmung mit der Eingabe  $M$  und  $D$  bestimmt werden.

Als Maß für die Übereinstimmung wird dabei

$$\text{Consensus}(T, M, D) = \sum_{m_i \in M} \max\left(1 - \frac{|\text{NearestNeighbour}(T \cdot m_i, D) - T \cdot m_i|}{r}, 0\right) \quad (3.9)$$

gewählt, wobei die Funktion

$$\text{NearestNeighbour} : 2\text{D Punkt} \times 2\text{D Punktmenge} \rightarrow 2\text{D Punkt}$$

zu einem Punkt den nächstliegenden innerhalb einer Menge an Punkten zurückliefert.

D.h. der Beitrag eines Modellpunktes  $m_i$  zum Übereinstimmungsmaß wird abhängig vom Abstand zwischen dem transformierten Punkt zum nächsten detektierten Punkt bestimmt. Eine genaue Abbildung liefert hierbei die Wertung 1, diese fällt mit steigendem Abstand bis zu einem frei wählbaren Radius  $r$  linear auf 0 ab. In dieser Arbeit wurde  $r = 15$  Pixel gewählt. Außerhalb dieses Bereiches wird jede Zuordnung mit 0 bewertet.

Das weitere Vorgehen folgt analog zu der in Abschnitt 3.3.1.1 beschriebenen Weise. Es werden in mehreren Iterationen verschiedene Hypothesen getestet, wobei diejenige mit dem maximalen Wert für  $\text{Consensus}(T, M, D)$  als Ergebnis des RANSAC weiterverarbeitet wird.

Dieses Ergebnis wird anschließend mittels eines Least-Squares-Verfahrens an die Unterstützungsmenge der besten Hypothese angepasst. Der hierfür verwendete Algorithmus wird in Anhang C.1.2 beschrieben.

#### 3.3.1.3 Abschätzung für die Anzahl der benötigten Iterationen

Aufgrund der zufälligen Auswahl der Teilmenge für die Generierung der Hypothesen ist der RANSAC-Algorithmus im Allgemeinen nichtdeterministisch und insbesondere ist nicht garantiert, dass eine korrekte Lösung gefunden wird, selbst wenn diese existiert. Es ist aber klar, dass die Wahrscheinlichkeit für die Ermittlung der korrekten Lösung  $P(\text{KorrektesErgebnis})$  mit steigender Anzahl an Iterationen wächst.

Gleichzeitig besteht für  $P(\text{KorrektesErgebnis})$  eine Abhängigkeit von der Wahrscheinlichkeit  $P(\text{KorrekteAuswahl})$ , mit der während einer Iteration eine korrekte Zuordnung zwischen Modellpunkten aus  $M$  zu detektierten Positionen aus  $D$  ausgewählt wird.

Die Wahrscheinlichkeit, dass nach  $n$  Iterationen keine korrekte Gesamtlösung vorliegt, entspricht somit der Wahrscheinlichkeit, dass  $n$ -mal keine korrekte Auswahl getroffen wurde:

$$P(\neg \text{KorrektesErgebnis}) = P(\neg \text{KorrekteAuswahl})^n \quad (3.10)$$

Diese Formel lässt sich nach  $n$  auflösen:

$$n = \frac{\log(P(\neg \text{KorrektesErgebnis}))}{\log(P(\neg \text{KorrekteAuswahl}))} = \frac{\log(1 - P(\text{KorrektesErgebnis}))}{\log(1 - P(\text{KorrekteAuswahl}))} \quad (3.11)$$

Es kann somit bei bekanntem  $P(\text{KorrekteAuswahl})$  die benötigte Anzahl der Iterationen  $n$  berechnet werden, damit die Wahrscheinlichkeit  $P(\neg \text{KorrektesErgebnis})$ , dass ein vorhandenes, korrektes Ergebnis übersehen wird, unter einer vorgegebenen Schwelle liegt.

Die erforderliche Anzahl an Iterationen ist dabei häufig auch für eine geringe Wahrscheinlichkeit der korrekten Auswahl erstaunlich klein. Z.B. ergibt sich wenn nur jede tausendste Auswahl korrekt ist und  $P(\text{-KorrektesErgebnis}) = 0,001$  gewünscht wird für  $n$  ein Wert von nur 6905 Iterationen.

Für die Herleitung von  $P(\text{KorrekteAuswahl})$  im Fall der Markenzuordnung ist es sinnvoll, die Menge der detektierten Positionen  $D$  in die disjunkten Teilmengen  $R$  und  $F$  zu gliedern, wobei  $R$  die Menge der detektierten Positionen darstellt, für die tatsächlich auch eine Modellmarke existiert.  $F$  ist dementsprechend die Menge der Fehldetektionen.

Insgesamt existieren  $|M| \cdot |D|$  mögliche Zuordnungen zwischen einer Marke und einer detektierten Position, von denen zwei während einer Iteration des RANSAC-Algorithmus ausgewählt werden. Dies entspricht einer Auswahl ohne Zurücklegen und ohne Berücksichtigung der Reihenfolge in dem aus der Statistik bekannten Urnenmodell [FKPT97].

Es gibt somit  $\binom{|M| \cdot |D|}{2}$  Möglichkeiten, diese zwei Zuordnungen zu treffen. Damit diese Auswahl korrekt ist, müssen beide Zuordnungen korrekt sein, d.h. sie müssen beide eine Zuordnung aus der  $|R|$ -elementigen Menge der korrekten Zuordnungen sein. Dafür gibt es insgesamt  $\binom{|R|}{2}$  Möglichkeiten.

Diese Wahrscheinlichkeit  $P(\text{KorrekteAuswahl})$  kann somit durch die Formel

$$P(\text{KorrekteAuswahl}) = \frac{\binom{|R|}{2}}{\binom{|M| \cdot |D|}{2}} \quad (3.12)$$

berechnet werden.

Die Tabelle 3.2 zeigt die Abhängigkeit von  $P(\text{KorrekteAuswahl})$  von der Anzahl der richtig detektierten Marken  $|R|$  bei insgesamt  $|M| = 76$  Modellmarken. Es werden  $|F| = 30$  Falschdetektionen angenommen. Dieser auf den ersten Blick hohe Wert ist durchaus gerechtfertigt, wie aus dem folgenden Beispiel deutlich wird.

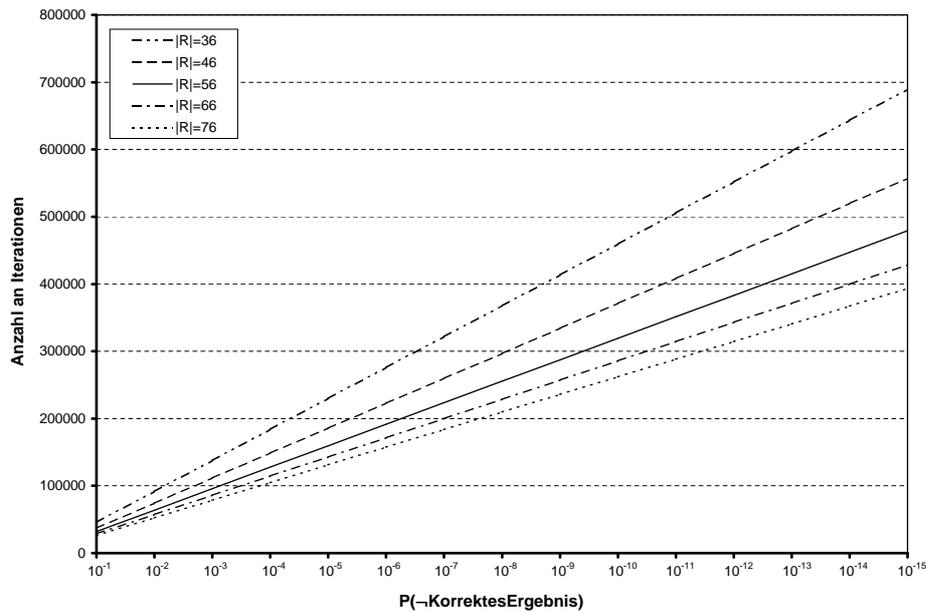
Der für diese Arbeit zur Verfügung stehende Körper besitzt 76 Marken zur Verzeichnungskorrektur und 24 Marken, die der Bestimmung der Projektionsgeometrie dienen. Da beide Markenmengen getrennt verwendet und zugeordnet werden, stellen die Marken der Projektionsgeometrie für die Zuordnung der Marken zur Verzeichnungskorrektur Fehldetektionen dar, da diese Detektionen nicht mit einer Marke im verwendeten Modell korrespondieren.

Wie Tabelle 3.2 zeigt, wird die Wahrscheinlichkeit einer korrekten Auswahl geringer, wenn weniger korrekt detektierte Marken des verwendeten Kalibrierkörpers zur Verfügung stehen, weil sich dadurch das Verhältnis zwischen den Mengen  $R$  und  $F$  zu Gunsten Letzterer verschiebt.

| $ R $ | $P(\text{KorrekteAuswahl})$ |
|-------|-----------------------------|
| 76    | $8,784 \cdot 10^{-5}$       |
| 66    | $8,060 \cdot 10^{-5}$       |
| 56    | $7,211 \cdot 10^{-5}$       |
| 46    | $6,206 \cdot 10^{-5}$       |
| 36    | $5,009 \cdot 10^{-5}$       |

**Tabelle 3.2:**  $P(\text{KorrekteAuswahl})$  in Abhängigkeit der Anzahl der richtig detektierten Marken in  $R$  bei  $M = 76$  Modellmarken. Es werden  $|F| = 30$  Falschdetektionen angenommen.

Trotz der in Tabelle 3.2 eher geringen Wahrscheinlichkeiten für  $P(\text{KorrekteAuswahl})$  ist eine Markenzuordnung dennoch möglich, wie Abb. 3.22 zeigt. Die Anzahl der benötigten Iterationen scheint hoch, der Aufwand pro Iteration, abgesehen von der Berechnung von  $\text{Consensus}(T, M, D)$ , ist aber gering. Daneben wird in dem nun folgenden Abschnitt gezeigt, wie durch zusätzliche Optimierungen der Aufwand weiter minimiert werden kann, so dass auf einem modernen Rechner eine robuste Markenzuordnung innerhalb einer Sekunde durchgeführt werden kann.



**Abbildung 3.22:** Anzahl der Iterationen in Abhängigkeit von einem gewünschten  $P(\neg\text{KorrektesErgebnis})$  und variabler Anzahl korrekt detektierter Punkte  $|R|$  für einen Kalibrierkörper mit insgesamt  $|M| = 76$  Marken. Es werden  $|F| = 30$  Falschdetektionen angenommen.

### 3.3.1.4 Optimierung

Aufgrund der hohen Anzahl an Iterationen ist für eine zügige Abwicklung der Markenzuordnung die Implementierung einiger Optimierungen sinnvoll. Das Hauptaugenmerk liegt dabei in der Vermeidung oder Beschleunigung der Berechnung von  $\text{Consensus}(T, M, D)$ , da diese insbesondere bei großen Eingabemengen  $M$  einen beträchtlichen Zeitaufwand darstellt.

Folgende Ansätze können zu einer Beschleunigung des Verfahrens herangezogen werden.

- Für einige Parameter der Transformation können Intervalle angegeben werden, in dem sich sinnvolle Werte befinden müssen. So verändern sich z.B. die Translation und die Skalierung der Modellmarken in den Röntgenbildern nur geringfügig (vgl. Abschnitt 3.1.2). Die gesamte Berechnung von  $\text{Consensus}(T, M, D)$  kann deshalb in einer Iteration vermieden werden, wenn sich ein Parameter bereits außerhalb seines Bereichs befindet und somit die Hypothese selbst nicht sinnvoll sein kann.

Durch diese einfache Technik ist es möglich, die Anzahl der Auswertungen von  $\text{Consensus}(T, M, D)$  erheblich zu reduzieren. So erfordert die Zuordnung eines Kalibrierkörpers mit 76 Marken bei einer Beschränkung der Skalierung auf den Intervall  $[0,95; 1,05]$  und der Translation auf  $[-40; 40] \times [-40; 40]$  Pixel um die Bildmitte nur noch ca. 8 000 Aufrufe der  $\text{Consensus}(T, M, D)$ -Funktion, bei einer Gesamtanzahl von 500 000 Iterationen.

- Die Bestimmung des nächsten Nachbarn in der Berechnung von  $\text{Consensus}(T, M, D)$  kann durch geeignete Datenstrukturen beschleunigt werden. So kann mittels einer Abwandlung der Distanz-Transformation [Bor84] eine Karte erstellt werden, die für jeden Pixel den nächsten Punkt und den Abstand zu ihm enthält. Die Zeitkomplexität für den Aufbau einer  $W \times H$  großen Karte ist in  $O(W \times H)$ . Dieser Aufwand muss aber nur einmal während einer Markenzuordnung erbracht werden und amortisiert sich schnell, da die Komplexität der Funktion  $\text{NearestNeighbour}$  von  $O(|D|)$  in der naiven Implementierung mittels einer linearen Suche auf  $O(1)$  sinkt.

Die Anwendung dieser Optimierungen erlaubt ca. 500 000 Iterationen<sup>6</sup> pro Sekunde, damit ist bereits eine robuste Markenzuordnung mit einer sehr geringen Wahrscheinlichkeit für P(-KorrektesErgebnis) möglich (vgl. Abb. 3.22).

### 3.4 Automatische Retusche der Marken

Die Vorbereitung einer C-Bogenanlage für die intraoperative Navigation beinhaltet das Einbringen eines Kalibrierkörpers mit röntgendichten Marken in den Strahlengang. Insbesondere zum Zweck der Korrektur der Verzerrung werden dabei recht viele Marken benötigt, wodurch der visuelle Gesamteindruck der Röntgenbilder erheblich gestört wird.

Mittels spezieller Methoden der Bildverarbeitung ist es möglich, dieses Problem durch eine vollautomatische Nachbesserung zu umgehen. Das im Folgenden vorgestellte Verfahren retuschiert die Projektionen der Marken in den Röntgenbildern, so dass diese nicht mehr vom Hintergrund unterscheidbar sind.

Den Ausgangspunkt bilden dabei die durch die Markendetektion bekannten Positionen  $\vec{d}_i = (d_{ix}, d_{iy})^T$  der Marken, sowie ein Radius  $r$  der Projektionen der Marken in den Röntgenbildern, der vorab auf Basis des Durchmessers der Marken und dem vom Hersteller der C-Bogenanlage angegebenen Abstand zwischen Bildverstärker und Strahlenquelle abgeschätzt wird. Der Radius  $r$  enthält zusätzlich einen „Sicherheitsaum“ von einigen Pixeln, so dass mit  $(\vec{d}_i, r)$  Kreisscheiben in den Röntgenbildern spezifiziert sind, welche die Marken vollständig überdecken.

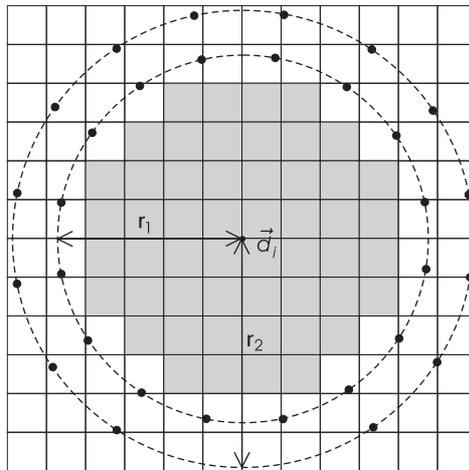


Abbildung 3.23: Platzierung der Stützpunkte bei einer Marke an der Position  $\vec{d}_i$  mit den Radien  $r_1$  und  $r_2$ .

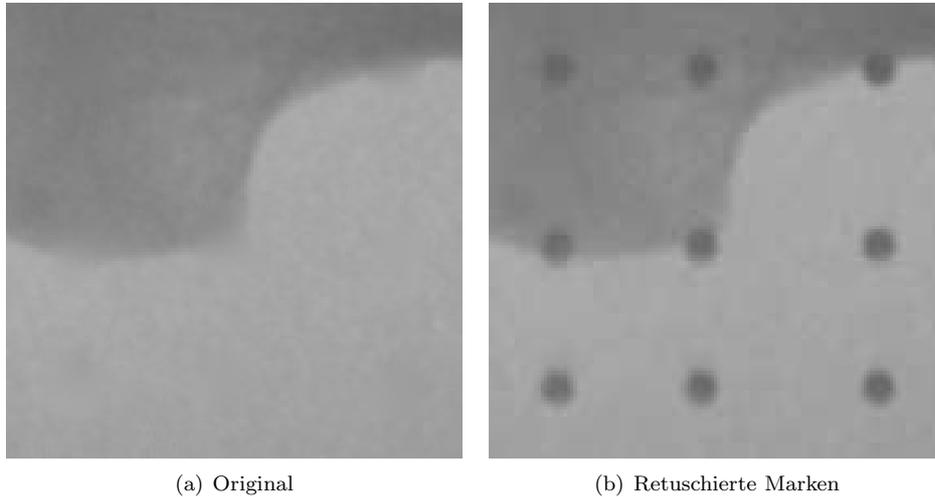
Für jeden dieser Kreise  $(\vec{d}_i, r)$  wird nun ein Vorhersagemodell für den von der jeweiligen Marke verdeckten Hintergrund erstellt. Dieses basiert auf  $N$  Stichproben der Grauwertintensitäten  $g_j$  des Bildes an den Positionen  $\vec{p}_j = (p_{jx}, p_{jy})^T$  außerhalb des Radius  $r$  um  $\vec{d}_i$ . Um das Krümmungsverhalten in den Grauwerten bzw. den Verlauf von Kanten im verdeckten Hintergrund für die weitere Verarbeitung besser zu erfassen, werden diese Stichproben äquidistant auf zwei engen Kreisbahnen  $r_1$  und  $r_2$  mit  $r \leq r_1 < r_2$  um  $\vec{d}_i$  ausgewählt, siehe hierzu Abb. 3.4.

Die Stichproben  $(\vec{p}_j, g_j)$  werden als Stützpunkte für eine Interpolation mit den so genannten *Thin-Plate-Splines* verwendet. Dieses räumliche Interpolationsverfahren ist im Detail in Abschnitt 4.1.3.3 beschrieben. Es erlaubt die Definition einer Funktion  $f_{\text{tps}} : \mathbb{R}^2 \mapsto \mathbb{R}$ , welche an den Stützpunkten die vorgegebenen

<sup>6</sup>Die Angabe basiert auf einem Testlauf einer C#-Implementierung des Algorithmus auf einem Pentium-III Rechner mit einer Taktfrequenz von 1400 Mhz.

Werte  $g_j$  annimmt – d.h.  $f_{\text{tps}}(p_{jx}, p_{jy}) = g_j$  – und für die übrigen Positionen  $\mathbb{R}^2 \setminus \{\vec{p}_1, \vec{p}_2, \dots, \vec{p}_N\}$  stetig und mit minimaler Krümmungsenergie interpoliert.

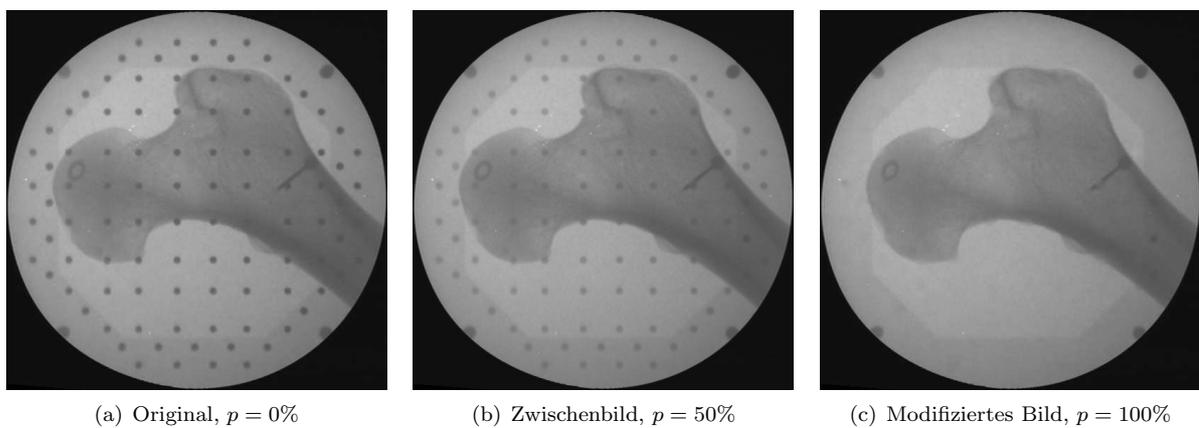
Ein derartiges Modell  $f_{\text{tps}}$  des Hintergrundes wird nun für jede Marke  $i$  erstellt und dazu verwendet, neue Grauwerte für die Pixel innerhalb der Kreisscheibe  $(\vec{d}_i, r)$  zu interpolieren und die von der Marke verdeckten Pixel zu überschreiben.



**Abbildung 3.24:** Automatische Markenentfernung am Beispiel von neun Marken in einem Röntgenbild.

Das vorgestellte Verfahren ist in der Lage, den visuellen Eindruck der Röntgenbilder für die Navigation entscheidend zu verbessern, selbst wenn die Marken auf den Kanten des eigentlichen Bildinhaltes platziert sind, wie Abb. 3.24 zeigt. Jedoch ist die automatische Modifikation von medizinischen Bilddaten auch kritisch, da dadurch z.B. Artefakte bzw. Bildregionen erzeugt werden, die zwar plausibel sind, aber nicht unbedingt der realen Situation entsprechen. Um hier Fehlinterpretationen zu vermeiden, ist eine weitere Speicherung der Bilder im Original und eine Markierung der modifizierten Regionen nötig. Dies erlaubt dem Anwender diese Regionen zu erkennen und im Zweifelsfall auf das Original zurückzugreifen.

Wie Abb. 3.25 zeigt, ist es durch die Anwendung einer linearen Interpolation zwischen dem Originalbild und dem retuschierten Bild auch möglich, diese stufenlos zu überblenden und dadurch dem Benutzer die Abwägung zwischen den beiden Informationsquellen freizustellen.



**Abbildung 3.25:** (a)-(c) Stufenlose Überblendung zwischen Originalbild (a) und dem modifizierten Bild (c) durch lineare Interpolation in Abhängigkeit vom Anteil  $p$  des modifizierten Bildes im Ergebnisbild.

### 3.5 Zusammenfassung

Dieses Kapitel umfasst die für die Kalibrierung eines Bildverstärkers essentielle Detektion von Kalibriermarken in einem Röntgenbild und deren Zuordnung zu den Marken eines geometrischen Modells des Kalibrierkörpers.

Es werden mehrere Verfahren zur subpixelgenauen Detektion der Kalibriermarken in 3.2 vorgestellt und anhand von Computersimulationen in 3.2.4 bewertet. In den Versuchsbeschreibungen wird dabei das Verhalten der Algorithmen unter dem Einfluss der typischen, an einem Bildverstärker auftretenden Effekte untersucht.

Die Algorithmen erweisen sich dabei als robust gegenüber Veränderungen bezüglich der Helligkeit und dem Kontrast der Bilder. Auch die für die Detektion von Marken in verzeichneten Röntgenbildern wichtige Unempfindlichkeit gegenüber geometrischen Verzerrungen ist gegeben.

Die identifizierten Schwachpunkte liegen dagegen in der Detektion vor einem variablen Hintergrund und bei der teilweisen Verdeckung durch den eigentlichen Bildinhalt. Die in [LYJ02] vorgeschlagene und in Abschnitt 3.2.1 beschriebene Vorverarbeitungsstrategie erwies sich dabei als effektiv zur Steigerung der Robustheit und führte zu einer allgemeinen Verbesserung der Genauigkeit der Grundalgorithmen.

Das genaueste Verfahren *MED-WCOG* zeigt einen durchschnittlichen Fehler von ca. 0,05 Pixel in dem für die Praxis relevanten Parameterbereich der Simulation. Allerdings ist dieses Verfahren auch sehr empfindlich gegenüber Überlagerungen durch zusätzliche Bildstrukturen.

Da innerhalb einer bildgestützten, intraoperativen Navigation derartige Überlagerungen unvermeidbar sind, wird im weiteren Verlauf dieser Arbeit die Methode *MED-IHRT* verwendet, die mit einem durchschnittlichen Fehler von 0,07 Pixel nur wenig ungenauer ist, jedoch in den Experimenten zur teilweisen Verdeckung in 3.2.4.2 eine sehr große Robustheit aufwies.

Für das Problem der robusten Zuordnung der detektierten Marken zu den Modellmarken wird in 3.3 ein auf dem *RANSAC*-Algorithmus basierender Ansatz vorgestellt, mit dem die Zuordnungen bei beliebiger Rotation, Verschiebung, Skalierung und Spiegelung des Kalibrierkörpers im Röntgenbild möglich sind.

Der in 3.4 vorgestellte Algorithmus erlaubt schließlich die automatische Retusche der Marken, wodurch der visuelle Eindruck der Röntgenbilder eines für die intraoperative Navigation vorbereiteten C-Bogens deutlich verbessert wird.

# Kapitel 4

## Korrektur der Verzeichnung

Wie in Abschnitt 2.2.1.1 beschrieben, unterliegen die von einer C-Bogenanlage gelieferten Röntgenbilder dem Einfluss einer von der Stellung des Gerätes abhängigen, nichtlinearen Verzeichnung.

Die vollständige physikalische Modellierung der während der Bildaufnahme wirkenden Vorgänge ist aufgrund der Abhängigkeit von zahlreichen, bauartbedingten und quantitativ nur schwer zu erfassenden Eigenschaften – wie der Krümmung der Detektoroberfläche oder der Empfindlichkeit der Elektronenoptik gegenüber Magnetfeldern – in der Regel nicht möglich.

In diesem Kapitel wird deshalb für die Korrektur der Verzeichnung ein auf dem so genannten *Image-Warping* [Wol90] beruhendes Verfahren verwendet, dessen Grundkonzeption in Abschnitt 4.1.1 vorgestellt wird. Den Kern dieses Ansatzes stellen räumliche Interpolations- und Approximationsalgorithmen dar, die zur Modellierung der Verzeichnungseigenschaften eines Bildes dienen. Die mathematischen Grundlagen einiger ausgewählter Algorithmen hierzu werden in 4.1.3 detailliert beschrieben.

Um den Zeitbedarf für die Korrektur der Verzeichnung eines Röntgenbildes – vor allem auch bei der Auswertung von aufwändigen Verzeichnungsmodellen – zu verringern, wird in Abschnitt 4.2 eine allgemein anwendbare Optimierung vorgestellt.

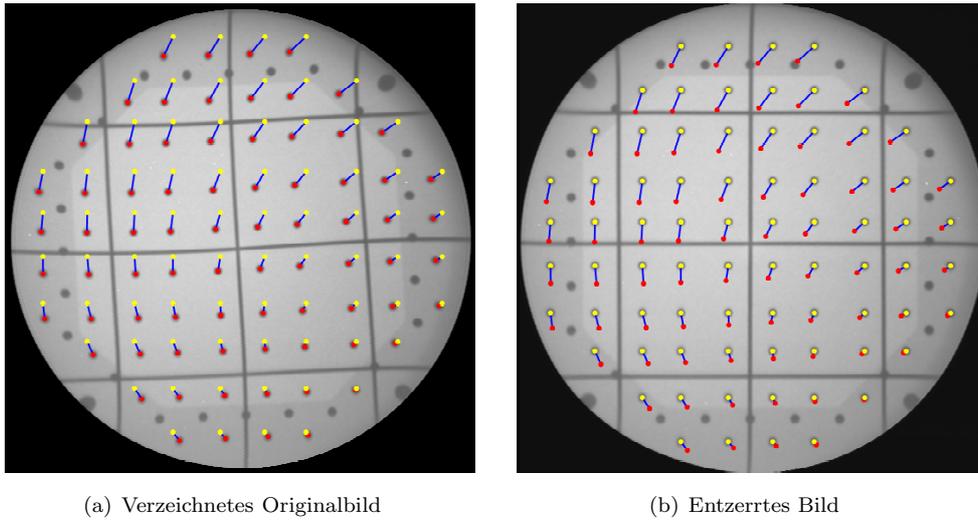
Die Bewertung der einzelnen Interpolations- und Approximationsalgorithmen sowie der Effektivität der Optimierung erfolgt in Abschnitt 4.3 anhand realer Röntgenbilder mittels der Technik der Kreuzvalidierung.

### 4.1 Lösungsansatz mittels Image-Warping

Die Methode des *Image-Warping* [Wol90] umfasst Algorithmen zur Anwendung beliebiger 2D→2D-Transformationen auf die Pixel eines Bildes. Es handelt sich dabei um eine allgemeine, im Bereich der Computergrafik und der Bildverarbeitung angewandte Technik und stellt die Basis der bekannten Verfahren [HSBN97, Bra99, LYJ02, SBP03] zur Korrektur der Verzeichnung eines Bildverstärkers dar.

#### 4.1.1 Grundkonzept

Für die Anwendung eines Verfahrens für das *Image-Warping* werden die Parameter  $\vec{p}$  einer vektorwertigen Funktion  $f_{\vec{p}} : \mathbb{R}^2 \mapsto \mathbb{R}^2$  auf der Basis einer Menge von korrespondierenden Punktpaaren  $P = \{(\vec{d}_1, \vec{m}_1), \dots, (\vec{d}_{|P|}, \vec{m}_{|P|})\}$  bestimmt, wobei  $\vec{d}_i$  die Ist-Position und  $\vec{m}_i$  die entsprechende Soll-



**Abbildung 4.1:** Verzeichnetes Original- (a) und entzerrtes Röntgenbild (b) mit eingeblendeten Stützpunkten für den Aufbau des Verzeichnungsmodells. Rot: detektierte Markenpositionen, Gelb: Zielpositionen bestimmt aus der Geometrie des Kalibrierkörpers.

Position darstellt<sup>1</sup>. Ferner wird vorausgesetzt, dass  $f_{\vec{p}}$  in der Lage ist, für die übrigen Punkte aus  $\mathbb{R}^2 \setminus \{\vec{d}_1, \vec{d}_2, \dots, \vec{d}_{|P|}\}$  Zielpunkte unter Berücksichtigung von Glattheitsbedingungen zu interpolieren. Geeignete Funktionsklassen für die Wahl von  $f_{\vec{p}}$  werden in Abschnitt 4.1.3 aufgeführt.

Bei der Anpassung der Funktion  $f_{\vec{p}}$  an die Menge der Stützpunkte  $P$  für die Verzeichnungskorrektur entspricht  $\vec{d}_i$  den mittels der Verfahren aus Kapitel 3 detektierten Markenpositionen und  $\vec{m}_i$  den aus den vermessenen Modellmarken bestimmten Zielpositionen für ein unverzerrtes Bild. Es wird also die Abbildungsfunktion der Gesamtverzeichnung durch die Verzeichnung an einigen dedizierten Positionen abgeschätzt. Abb. 4.1 verdeutlicht dieses Konzept anhand eines Beispielbildes.

Die Verzeichnungsfunktion wird – auf den ersten Blick vielleicht überraschend – invers angewandt, d.h. sie modelliert eine Transformation der Punkte  $\vec{m}_i$  auf  $\vec{d}_i$ . Dies erlaubt während der Entzerrung das Durchlaufen der Pixel des Ergebnisbildes, für welche die Position im verzerrten Ausgangsbild bestimmt wird. Dadurch wird sichergestellt, dass jedem Pixel des Ergebnisbildes genau ein Grauwert zugewiesen wird. Die Vorwärtsabbildung, d.h. eine Abbildung von  $\vec{d}_i$  nach  $\vec{m}_i$ , würde hier dagegen aufgrund von Rundungsfehlern oder durch die Transformation eines Bildbereichs auf eine Zielregion unterschiedlicher Größe einzelne Pixel unberührt belassen oder mehrere Pixel auf den selben Pixel des Ergebnisbildes abbilden.

Die Intensität eines Pixels wird aus der Umgebung seines Abbildes im Ursprungsbild bestimmt. Hier können klassische Techniken für das Resampling – dem neu Abtasten eines Signals – wie die Nearest-Neighbour-, bilineare-, bikubische- oder B-Spline-Interpolation [LCN98] eingesetzt werden, deren Zweck es ist, aus den nur an diskreten Positionen definierten Grauwerten der Pixel eine kontinuierliche Funktion zu erzeugen. Dies wird nötig, da die von der Verzeichnungsfunktion ermittelten Positionen in der Regel subpixelgenau sind, d.h. nicht direkt auf die Position eines Pixels abgebildet werden.

Der in dieser Arbeit verwendete Resampling-Ansatz ist die bilineare Interpolation, die im Anhang C.2 detailliert beschrieben wird.

<sup>1</sup>Alternativ ist statt der absoluten Modellierung – der Verwendung von Zielpositionen – auch eine relative Modellierung möglich, bei der an jeder Stützstelle der Versatz-Vektor zum Zielpunkt gegeben ist.

## 4.1.2 Modellierung der Verzeichnung

Für die Modellierung der Verzeichnungsfunktion  $f_p$  kommen Methoden der räumlichen Interpolation (engl. *Spatial Data Interpolation*) zum Einsatz, wie sie in vielen Anwendungen der Computergrafik [RM95, NN01], der Modellierung von Oberflächen [CBC<sup>+</sup>01], der Geostatistik [Wal98, Sta03] und im Bereich der medizinischen Bildverarbeitung zur formvariablen Registrierung [Boo97, HHH01] verwendet werden.

Diese Verfahren sind in der Lage, auf der Basis von konkreten Werten an Stützpunkten in einem mehrdimensionalen Raum eine vollständige Oberfläche zu interpolieren. Werden z.B. in einem 2D-Raum Stützpunkte mit Höhenwerten verwendet, so kann daraus eine Höhenkarte erstellt werden.

Der Bezug zur Kalibrierung eines Bildverstärkers einer mobilen Röntgenanlage wird dadurch hergestellt, dass die  $X$ - und die  $Y$ -Komponente der Verzeichnungsfunktion durch zwei getrennte Interpolanten modelliert werden. Dabei sind in der Regel Optimierungen möglich und sinnvoll, z.B. brauchen die Abstände des Ortes der Interpolation zu den Stützstellen bei der Methode der Radial-Basisfunktionen in 4.1.3.3 nicht doppelt berechnet werden.

Bei der Klassifizierung der räumlichen Interpolationsmethoden können die in den folgenden Abschnitten 4.1.2.1 - 4.1.2.3 beschriebenen Grundkonzepte unterschieden werden.

### 4.1.2.1 Lokale und globale Interpolation

Eine Interpolationsmethode kann den interpolierten Wert entweder global aus der Gesamtmenge der Stützpunkte oder lokal aus den Stützpunkten der Nachbarschaft bestimmen, z.B. über die Verwendung der  $n$ -nächsten Punkte oder der Punkte innerhalb eines vorgegebenen Radius um die Interpolationsstelle. Praktisch alle ursprünglich globalen Methoden können mittels derartiger Verfahren zu lokalen Methoden umgeformt werden. Dies kann vor allem bei vielen Stützpunkten zu einer deutlichen Zeitersparnis führen, wenn geeignete Datenstrukturen zur schnellen Bestimmung der Punkte innerhalb einer Nachbarschaft, wie z.B. ein Kd-Baum, verwendet werden.

Daneben existieren auch rein lokale Methoden, bei denen das Bild in Regionen – z.B. Drei- oder Vierecke – unterteilt wird, innerhalb derer die Verzeichnung an einem Pixel nur aus den Eckpunkten der einschließenden Region durch eine einfache, bilineare oder baryzentrische Interpolation [Arm02] bestimmt wird. Diese Methoden bieten den Vorteil, dass sie keine Annahmen über die Art der Verzeichnung treffen, d.h. es wird nicht vorausgesetzt, dass sich die Abbildung global wie eine spezielle Funktion – z.B. ein Polynom 3. Grades – verhält.

Als Nachteile stehen dem gegenüber, dass diese Verfahren eine Triangulierung der Stützpunkte bzw. ein regelmäßiges Gitter benötigen und dass Unstetigkeitsstellen an den Kanten der Drei- bzw. Vierecke auftreten können.

In dieser Arbeit werden lokale Methoden nur zur Beschleunigung der Verzeichnungskorrektur in Abschnitt 4.2 verwendet. Die eigentliche Modellierung der Verzeichnung geschieht auf der Basis globaler Methoden.

### 4.1.2.2 Anordnung der Stützpunkte

Einige Methoden zur räumlichen Interpolation – insbesondere lokale Varianten – erwarten eine spezielle Anordnung der Stützpunkte, z.B. auf einem regelmäßigen Gitter. Derartige Anforderungen sind jedoch bei der Verzeichnungskorrektur von Röntgenbildern problematisch, da einzelne Marken durch anatomische Strukturen oder im Bild befindliche Metallteile verdeckt sein können und so die regelmäßige Anordnung nicht erhalten bleibt.

In dieser Arbeit werden deshalb Verfahren zur so genannten *Scattered Data Interpolation* eingesetzt, d.h. sie sind unabhängig von einer speziellen Markenordnung und können unregelmäßig verteilte Stützpunkte verwenden<sup>2</sup>.

#### 4.1.2.3 Abgrenzung zwischen Interpolation und Approximation

Interpolierende Funktionen, wie z.B. die Methode der Radial-Basisfunktionen in Abschnitt 4.1.3.3, liefern an der Stützstelle  $\vec{m}_i$  genau die zugehörige Position  $\vec{d}_i$  zurück. Approximierende Funktionen minimieren dagegen die Abstände  $d(f(\vec{m}_i), \vec{d}_i)$  bezüglich einer Distanzfunktion  $d$ , wobei meist das Quadrat der euklidischen Distanz verwendet wird.

Bei einer Approximation wird  $\vec{m}_i$  in der Regel also nicht genau auf  $\vec{d}_i$  abgebildet. Dies kann für die Verwendung zur Kalibrierung eines Bildverstärkers sinnvoll sein, wenn z.B.  $\vec{d}_i$  aufgrund des Einflusses von Rauschen innerhalb der Markendetektion oder Ungenauigkeiten während der Vermessung der Modellgeometrie nicht präzise das Abbild von  $\vec{m}_i$  darstellt. Approximierende Funktionen haben dabei in der Regel keine ausreichende Anzahl an Freiheitsgraden um die Verzeichnung mitsamt des Fehlers durch die Markendetektion vollständig zu modellieren oder die Funktionen sind *regularisiert*, d.h. die verfügbaren Freiheitsgrade sind durch zusätzliche Nebenbedingungen, die z.B. zur Minimierung der Biegeenergie der Funktion dienen, eingeschränkt. Die approximierenden Funktionen folgen deshalb dem allgemeinen Trend der Verzeichnung – z.B. der S-förmigen Verzeichnung bei einem C-Bogen – während die Abweichungen davon gemittelt werden und so nur einen geringen Einfluss auf die Gesamtverzeichnung besitzen.

Das Kernproblem approximierender Funktionen ist meist die Bestimmung einzelner interner Parameter des Modells – z.B. Anzahl der Freiheitsgrade oder Gewichtung der Biegeenergie gegenüber der genauen Abbildung – so dass der globale Trend modelliert und der durch Rauschen und Messungenauigkeiten verursachte Anteil an der Verzeichnung ausgeblendet wird. Hierzu kommen klassische Techniken zur Validierung eines Modells zum Einsatz, wie die Kreuzvalidierung in Abschnitt 4.3.1.

Beispiele für approximierende Funktionen sind in dieser Arbeit die Polynomapproximation 4.1.3.2 und die Approximation mit Radial-Basisfunktionen 4.1.3.3, die durch Regularisierung aus der Interpolation mit Radial-Basisfunktionen 4.1.3.4 hervorgeht.

### 4.1.3 Räumliche Interpolations- und Approximationsmodelle

#### 4.1.3.1 Interpolation mittels inverser Distanz-Gewichtung

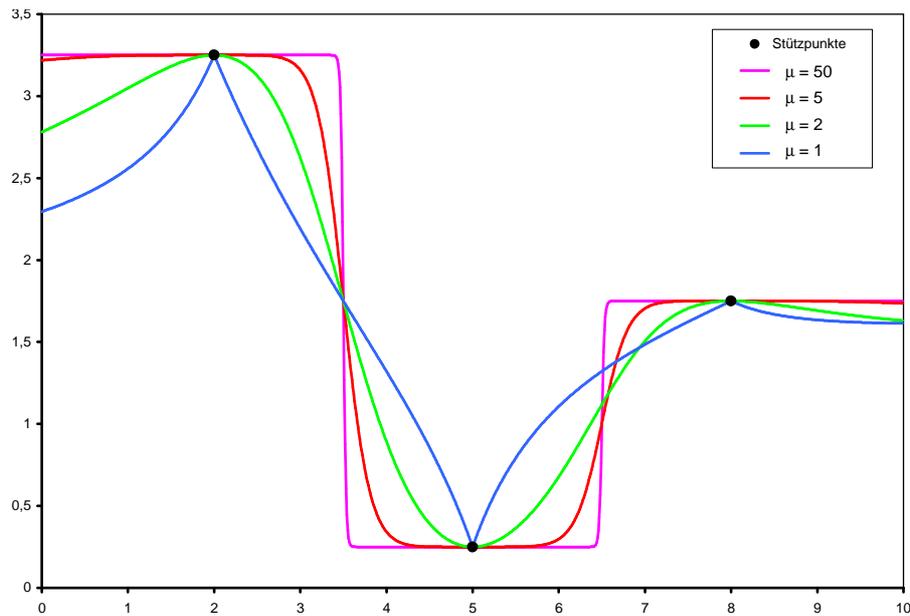
Die Stützpunkte  $\vec{m}_i$ , die der Interpolationsstelle  $\vec{x}$  nahe sind, beeinflussen das Ergebnis der Interpolation  $f(\vec{x})$  in der Regel stärker, als weiter entfernt gelegene. Es liegt deshalb nahe, eine Interpolationsfunktion über einen gewichteten Mittelwert der  $d_i$  zu bestimmen, wobei die jeweiligen Gewichte reziprok zum Abstand von  $\vec{m}_i$  zu  $\vec{x}$  sind. Dieses ursprünglich auf [She68] zurückgehende Verfahren ist als *Inverse Distance(-Weighted)-Interpolation* oder auch *Shepard-Interpolation* bekannt und wegen seiner Einfachheit weit verbreitet.

Als mathematische Darstellung dieser Interpolationsfunktion ergibt sich für die Menge an Stützpunkten  $\{\vec{m}_1, \dots, \vec{m}_N\}$

$$f(\vec{x}) = \sum_{i=1}^N w_i(\vec{x}) \cdot d_i \quad (4.1)$$

---

<sup>2</sup>Tatsächlich existieren auch für die vorgestellten *Scattered Data Interpolation*-Verfahren gewisse Nebenbedingungen bezüglich der Markenordnung. Z.B. ist für eine Polynom-Approximation eine Mindestanzahl an Stützpunkten gefordert bzw. die Stützpunkte müssen so angeordnet sein, dass jeder Freiheitsgrad des Polynoms erfasst wird. Derartige Nebenbedingungen sind jedoch sehr viel freier und allgemeiner als die Forderung eines regelmäßigen Gitters, so dass diese in der Regel problemlos erfüllt werden können.



**Abbildung 4.2:** Darstellung des Effekts unterschiedlicher Werte für  $\mu$  anhand einer einfachen 1D-Interpolation mit drei Stützpunkten.

mit den Gewichtsfunktionen

$$w_i(\vec{x}) = \frac{|\vec{x} - \vec{m}_i|^{-\mu}}{\sum_{j=1}^N |\vec{x} - \vec{m}_j|^{-\mu}} \quad (4.2)$$

wobei der Exponent  $\mu$  einen zusätzlichen Parameter darstellt, der üblicherweise die Werte 1 oder 2 annimmt und das Abfallen des Einflusses eines Datenpunktes mit sich vergrößernden Abstand zur Auswertungsstelle  $\vec{x}$  der Interpolation steuert. Ein größerer Wert für  $\mu$  bewirkt eine Ausdehnung der Einflussbereiche der einzelnen Stützpunkte, da der Einfluss der jeweils weiter entfernt liegenden, übrigen Punkte auf diese Region stark abgedämpft wird. Das Gewicht des nächsten Stützpunktes ist in diesem Fall sehr groß im Vergleich zu den übrigen Gewichten. Mit  $\mu \rightarrow \infty$  konvergiert das Verfahren deshalb gegen die *Nearest-Neighbour-Interpolation*, bei der nur noch der nächste Datenpunkt für die Berechnung von  $f(\vec{x})$  herangezogen wird. Abb. 4.2 zeigt diesen Sachverhalt anhand mehrerer 1D-Beispiele mit unterschiedlichen Belegungen von  $\mu$ .

$\mu$  kann mit Hilfe von Kreuzvalidierungs-Techniken (vgl. Abschnitt 4.1.4) auch für eine gegebene Menge an Datenpunkten angepasst werden, dies führt zur *Optimal-Inverse-Distance(-Weighted)-Variante*, die auch in dieser Arbeit in den Experimenten in 4.3.1-4.3.3 verwendet wird.

Die Gewichtsfunktionen  $w_i(\vec{x})$  sind unabhängig von der Anordnung der Datenpunkte  $\vec{m}_i$  und erfüllen die Bedingungen, die für eine Interpolation benötigt werden:

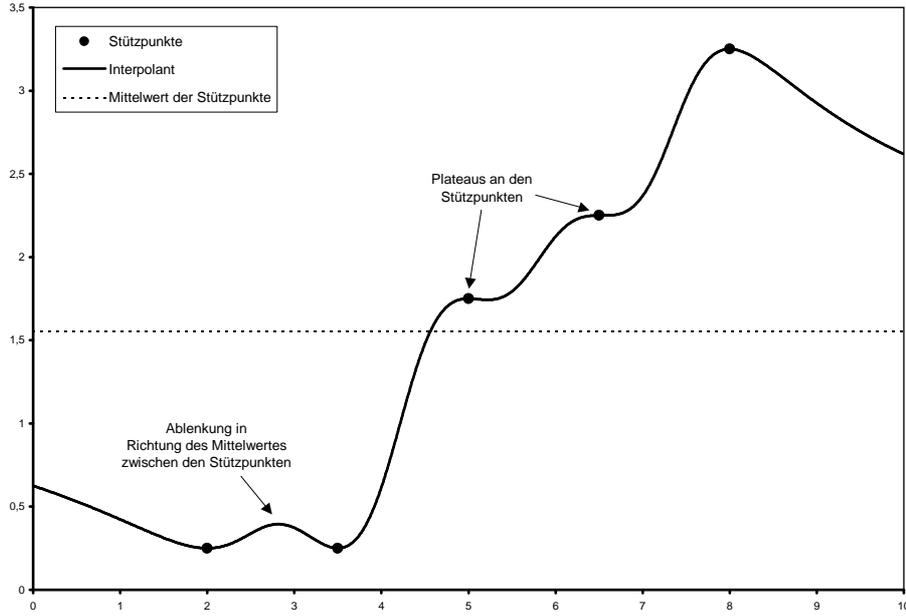
$$w_i(\vec{m}_i) = 1 \quad \text{für } 1 \leq i \leq N \quad (4.3)$$

$$w_i(\vec{x}) \in [0; 1] \quad \text{für } 1 \leq i \leq N \text{ und alle } \vec{x} \in \mathbb{R}^D \quad (4.4)$$

$$\sum_{i=1}^N w_i(\vec{x}) = 1 \quad \text{für alle } \vec{x} \in \mathbb{R}^D \quad (4.5)$$

wobei  $D$  die Dimension des Definitionsbereiches darstellt, d.h. beim Interpolationsproblem für das Warping eines Bildes ist  $D = 2$ . Allgemein kann die *Inverse-Distance-Weighted-Interpolation* aber auch problemlos für höhere Dimensionen angewendet werden.

Die Interpolationsmethode nach Shepard besitzt einige Eigenschaften, die sich speziell auch in Hinsicht



**Abbildung 4.3:** Beispiel für die Ablenkung des Interpolanten in Richtung des Mittelwertes und den Plateaus an den Stützpunkten bei der Methode nach Shepard anhand einer 1D-Interpolation.

auf die Anwendung zur Bildverzerrung als ungünstig erweisen. Zum einen verschwinden die partiellen Ableitungen an den Stützpunkten [She68], so dass sich dort Plateaus in den interpolierten Werten ausbilden, zum anderen werden die interpolierten Werte zwischen den Stützpunkten in Richtung des Mittelwertes der Stützpunkte abgelenkt [RM95]. Abb. 4.3 zeigt diese Sachverhalte anhand eines Beispiels in 1D.

Zur Handhabung dieser Probleme kann die Gleichung (4.1) auch zu

$$f(\vec{x}) = \sum_{i=1}^N w_i(\vec{x}) \cdot l_i(\vec{x}) \quad (4.6)$$

mit  $l_i(\vec{m}_i) = d_i$  erweitert werden, d.h. der interpolierte Wert ist ein gewichteter Mittelwert von lokalen Interpolationsfunktionen  $l_i$ , wobei häufig lineare Abbildungen verwendet werden. Speziell für den Fall einer Interpolation von  $\mathbb{R}^2 \mapsto \mathbb{R}^2$  während des Verzeichnungs Vorganges – die Zielwerte der Interpolation sind also 2D-Vektoren  $\vec{d}_i$  – ergibt sich dann

$$l_i(\vec{x}) = \vec{d}_i + D_i \cdot (\vec{x} - \vec{m}_i) \quad (4.7)$$

mit der  $2 \times 2$ -Matrix  $D_i$ . Die Matrizen  $D_i$  können durch das Aufstellen der Fehlerfunktionen

$$E_i(D) = \sum_{j=1, j \neq i}^N |\vec{m}_i - \vec{m}_j|^{-\mu} |\vec{d}_i + D_i \cdot (\vec{m}_j - \vec{m}_i) - \vec{d}_j|^2 \quad (4.8)$$

und deren Minimierung nach den Komponenten von  $D_i$  bestimmt werden. Es wird dabei an jedem Stützpunkt  $\vec{m}_i$  eine Ebene durch die übrigen Datenpunkte gelegt, wobei die Terme des verwendeten *Least-Squares*-Fehlermaßes mit der inversen Distanz der jeweiligen Stützpunkte  $\vec{m}_j$  zum Aufhängepunkt der Ebene  $\vec{m}_i$  gewichtet sind. Details hierzu finden sich in [RM95]. [RNM95] zeigt die Verallgemeinerung auf 3D-Deformationen.

### 4.1.3.2 Polynom-Approximation

Die Verwendung der Polynom-Approximation ist ein in der Literatur häufig beschriebenes Verfahren zur Verzeichnungskorrektur mobiler Röntgenanlagen [Bra99, HS02, SBP03]. Es wird dabei sowohl die  $X$  – als auch die  $Y$  – Komponente der Verzeichnungsfunktion  $f_{\vec{p}}$  durch jeweils ein bivariates Polynom angenähert. Der Grad  $g$  der Polynome ist dabei frei wählbar und bestimmt die mögliche Form der modellierten Verzeichnung. Wegen der für einen Bildverstärker typischen  $S$ -förmigen Verzeichnung, sind Polynome erst ab dem dritten Grad sinnvoll anwendbar.

Ob der Grad  $g$  eines bivariaten Polynoms nun den Grad eines Polynoms für jede Dimension spezifiziert (4.9) wie in [SBP03] oder ein Maximum für die Summe der Exponenten eines jeden Terms festlegt (4.10) [Bra99], ist in der Literatur noch unentschieden. [GM98] erlaubt explizit auch beide Möglichkeiten:

$$f_x(x, y) = \sum_{i=0}^g \sum_{j=0}^g a_{ij} x^i y^j, \quad f_y(x, y) = \sum_{i=0}^g \sum_{j=0}^g b_{ij} x^i y^j \quad (4.9)$$

bzw.

$$f_x(x, y) = \sum_{i=0}^g \sum_{j=0}^{g-i} a_{ij} x^i y^j, \quad f_y(x, y) = \sum_{i=0}^g \sum_{j=0}^{g-i} b_{ij} x^i y^j \quad (4.10)$$

In dieser Arbeit wird im weiteren Verlauf letztere Variante bevorzugt, deren mathematische Darstellung für die beiden Verzeichnungskomponenten in (4.10) ersichtlich ist.

Die  $2 \times N$  Koeffizienten  $\{a_{00}, a_{10}, a_{01}, a_{20}, \dots, a_{0g}\}$  und  $\{b_{00}, b_{10}, b_{01}, b_{20}, \dots, b_{0g}\}$  der Polynomterme können auf Basis der Punktpaare  $P = \{(\vec{d}_1, \vec{m}_1), \dots, (\vec{d}_{|P|}, \vec{m}_{|P|})\}$  durch die Lösung der beiden linearen Gleichungssysteme (4.11) und (4.12) bestimmt werden:

$$\begin{pmatrix} 1 & m_{1x} & m_{1y} & m_{1x}^2 & \dots & m_{1y}^g \\ 1 & m_{2x} & m_{2y} & m_{2x}^2 & \dots & m_{2y}^g \\ & & \vdots & & & \\ 1 & m_{|P|x} & m_{|P|y} & m_{|P|x}^2 & \dots & m_{|P|y}^g \end{pmatrix} \begin{pmatrix} a_{00} \\ a_{10} \\ a_{20} \\ \vdots \\ a_{gg} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} d_{1x} \\ d_{2x} \\ \vdots \\ d_{|P|x} \end{pmatrix} \quad (4.11)$$

$$\begin{pmatrix} 1 & m_{1x} & m_{1y} & m_{1x}^2 & \dots & m_{1y}^g \\ 1 & m_{2x} & m_{2y} & m_{2x}^2 & \dots & m_{2y}^g \\ & & \vdots & & & \\ 1 & m_{|P|x} & m_{|P|y} & m_{|P|x}^2 & \dots & m_{|P|y}^g \end{pmatrix} \begin{pmatrix} b_{00} \\ b_{10} \\ b_{11} \\ \vdots \\ b_{gg} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} d_{1y} \\ d_{2y} \\ \vdots \\ d_{|P|y} \end{pmatrix} \quad (4.12)$$

Diese Gleichungssysteme sind dabei in ihrer Struktur vergleichbar mit den so genannten Vandermonde-Matrizen [PTVF93] für eindimensionale Interpolationsprobleme. Eine Lösung existiert ab  $N$  räumlich verteilten Stützstellen, die so angeordnet sind, dass alle möglichen Freiheitsgrade des Polynoms erfasst werden und damit die Zeilen der Matrizen paarweise linear unabhängig sind. Z.B. reichen sechs kollinear angeordnete Punkte für ein bivariates Polynom vom Grad zwei nicht aus, da die Information über Steigung und Krümmung orthogonal zu den Stützpunkten sowie über die Interaktion zwischen den  $X$ - und  $Y$ -Werten fehlt. Aufgrund der flächendeckenden Anordnung der Marken für die Verzeichnungskorrektur sind diese Nebenbedingungen jedoch leicht zu erfüllen.

Die Anzahl der Koeffizienten  $N$  hängt von dem Grad  $g$  des Polynoms über die Gleichung

$$N = \sum_{i=1}^{g+1} i = \frac{(g+1) \cdot (g+2)}{2} \quad (4.13)$$

ab, Tabelle 4.1 zeigt hierzu die benötigte Anzahl für  $g \leq 11$ . Ab  $g > 11$  werden zu viele Kalibriermarken benötigt, als dass eine Anwendung für die Kalibrierung eines Bildverstärkers noch praktikabel wäre.

|     |   |   |   |    |    |    |    |    |    |    |    |    |
|-----|---|---|---|----|----|----|----|----|----|----|----|----|
| $g$ | 0 | 1 | 2 | 3  | 4  | 5  | 6  | 7  | 8  | 9  | 10 | 11 |
| $N$ | 1 | 3 | 6 | 10 | 15 | 21 | 28 | 36 | 45 | 55 | 66 | 78 |

Tabelle 4.1: Anzahl der Koeffizienten  $N$  für ein bivariates Polynom des Grades  $g$ .

Im überbestimmten Fall mit mehr als  $N$  Stützpunkten, der bei der Anwendung zur Verzeichnungskorrektur die Regel ist, bietet sich die Lösung der Gleichungssysteme mittels der LU-Dekomposition der Normalgleichung  $A^T A x = A^T b$  oder der QR-Dekomposition an [HS02]. Beide Methoden bestimmen dabei die Koeffizienten der Polynome derart, dass die resultierende Verzeichnungsfunktion  $f$  die Summe der quadrierten Fehler  $\sum |f(\vec{m}_i) - \vec{d}_i|^2$  minimiert. Da die Matrix für die  $X$ - und die  $Y$ -Komponente identisch ist, brauchen diese Dekompositionen nur einmal angewandt werden.

### 4.1.3.3 Interpolation mittels Radial-Basisfunktionen

Die Interpolation mittels *Radial-Basisfunktion (RBF)* erlaubt die Modellierung einer kontinuierlichen Funktion durch die Linearkombination der Auswertungen einer Basisfunktion  $R : \mathbb{R} \mapsto \mathbb{R}$  an den  $N$  Stützpunkten  $\vec{m}_i$ :

$$f(\vec{x}) = \sum_{i=1}^N w_i \cdot R(|\vec{x} - \vec{m}_i|) + p_m(\vec{x}) \quad (4.14)$$

Die Basisfunktion  $R(x)$  ist dabei radial, weil nur der Abstand der Auswertungsstelle  $\vec{x}$  zu dem jeweiligen Stützpunkt einfließt, die Richtung zum Stützpunkt oder deren Anordnung wird nicht berücksichtigt.  $p_m$  ist ein bivariates Polynom  $m$ -ten Grades (siehe auch 4.1.3.2), das zur Modellierung globaler Trends in den Stützpunkten dient, wobei meist  $m = 1$  verwendet wird. Es können jedoch auch Polynome höheren Grades eingesetzt werden, wenn die Basisfunktion  $R$  die weiter unten aufgeführten Eigenschaften besitzt.

Die bekanntesten Basisfunktionen für den Bereich des Image-Warpings sind die *Hardy-Multiquadrics*  $R_{\text{HMQ}}(x)$  (4.15), die *Inverse-Hardy-Multiquadrics*  $R_{\text{IHMQ}}$  (4.16) [RM95, RNM95] sowie die *Thin-Plate-Splines*  $R_{\text{TPS}}(x)$  (4.17) [Boo97]:

$$R_{\text{HMQ}}(x) = \sqrt{x^2 + \mu^2} \quad (4.15)$$

$$R_{\text{IHMQ}}(x) = \frac{1}{\sqrt{x^2 + \mu^2}} \quad (4.16)$$

$$R_{\text{TPS}}(x) = x^2 \ln(x) \quad (4.17)$$

Der frei wählbare Parameter  $\mu \geq 0$  in (4.15) und (4.16) steuert die Glattheit der interpolierenden Funktion, größere Werte für  $\mu$  vermindern den Einfluss der Distanz  $x$ , so dass die interpolierende Funktion an dieser Stelle steifer wird. Die Verwendung individueller Werte  $\mu_i$  für die einzelnen Stützpunkte ist ebenfalls möglich, wobei der Abstand des Stützpunktes  $m_i$  zu seinem nächsten Nachbarn

$$\mu_i = \min_{j \neq i} |\vec{m}_i - \vec{m}_j| \quad (4.18)$$

eine sinnvolle Abschätzung liefert [RM95].

Die *Thin-Plate-Splines* sind physikalisch motiviert und minimieren im bivariaten Fall die Krümmungsenergie  $E(f)$  der interpolierenden Funktion  $f$ .

$$E(f) = \iint_{\mathbb{R}^2} \left( \left( \frac{\partial^2 f}{\partial x^2} \right)^2 + 2 \left( \frac{\partial^2 f}{\partial x \partial y} \right)^2 + \left( \frac{\partial^2 f}{\partial y^2} \right)^2 \right) dx dy \quad (4.19)$$

Dies entspricht dem Verformungsverhalten einer dünnen Metallplatte, wenn diese durch die Stützstellen gelegt wird. Eine allgemeine Formulierung der zu minimierenden Energie in Abhängigkeit von der Dimension des Definitionsbereichs und der zugehörigen Basisfunktion findet sich in [SRS96].

Die Bestimmung der Gewichte  $w_i$  und der Koeffizienten des Polynoms  $p_m$  in (4.14) stellen den Anpassungsvorgang dieser Interpolationsmethode an die Stützstellen dar. Bei der Verwendung zur Kalibrierung eines Bildverstärkers werden die  $X$ - und die  $Y$ -Komponente der Verzeichnungsvektoren für  $\vec{x} = (x_x, x_y)^T$  durch zwei separate *RBF*-Interpolanten (4.20) und (4.21) modelliert (mit einem polynomialen Anteil von Grad 1):

$$f_x(\vec{x}) = \sum_{i=1}^N w_{ix} \cdot R(|\vec{m}_i - \vec{x}|) + c_{1x} + c_{2x}x_x + c_{3x}x_y \quad (4.20)$$

$$f_y(\vec{x}) = \sum_{i=1}^N w_{iy} \cdot R(|\vec{m}_i - \vec{x}|) + c_{1y} + c_{2y}x_x + c_{3y}x_y \quad (4.21)$$

Durch Einsetzen der Interpolationsbedingungen  $f_x(\vec{m}_i) = d_{ix}$  ergibt sich aus (4.20) für die  $X$ -Komponente das lineare Gleichungssystem

$$K\vec{w}_x + P\vec{c}_x = \vec{d}_x \quad (4.22)$$

mit den Vektoren  $\vec{w}_x = (w_{1x}, \dots, w_{Nx})^T$ ,  $\vec{c}_x = (c_{1x}, \dots, c_{3x})^T$  und  $\vec{d}_x = (d_{1x}, \dots, d_{Nx})^T$  sowie den Matrizen

$$K = \begin{pmatrix} 0 & R(|\vec{m}_1 - \vec{m}_2|) & \dots & R(|\vec{m}_1 - \vec{m}_N|) \\ R(|\vec{m}_2 - \vec{m}_1|) & 0 & \dots & R(|\vec{m}_2 - \vec{m}_N|) \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ R(|\vec{m}_N - \vec{m}_1|) & R(|\vec{m}_N - \vec{m}_2|) & \dots & 0 \end{pmatrix} \quad (4.23)$$

und

$$P = \begin{pmatrix} 1 & m_{1x} & m_{1y} \\ 1 & m_{2x} & m_{2y} \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ 1 & m_{Nx} & m_{Ny} \end{pmatrix} \quad (4.24)$$

Augrund der Verwendung des Polynoms  $p_m$  sind in (4.22) jedoch mehr Variablen als Gleichungen vorhanden. Um dennoch eine sinnvolle Lösung zu erhalten, muss dieses Gleichungssystem durch Nebenbedingungen geeignet eingeschränkt werden. Dies geschieht durch die zusätzliche Forderung der so genannten *polynomialen Präzision* (engl: *polynomial precision*): Eingabedaten, die auf einem Polynom  $m$ -ten Grades basieren, sollen komplett durch den polynomialen Anteil in (4.22) modelliert werden, d.h. es soll sich in diesem Fall  $\vec{w}_x = \vec{0}$  ergeben.

Es kann gezeigt werden, dass dies für die vorgestellten Basisfunktionen durch die Nebenbedingung  $P^T\vec{w}_x = 0$  erreicht wird [Nar99].

Für (4.22) ergibt sich daraus das lineare Gleichungssystem (4.25).

$$\begin{pmatrix} K & P \\ P^T & 0 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \vec{w}_x \\ \vec{c}_x \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \vec{d}_x \\ 0 \end{pmatrix} \quad (4.25)$$

Für die  $Y$ -Komponente erhält man ein analoges System, das wie (4.25) mittels der LU-Dekomposition aufgelöst werden kann. Da die Matrizen der beiden Systeme identisch sind, ist eine einmalige Dekomposition ausreichend.

#### 4.1.3.4 Approximation mit Radial-Basisfunktionen

Die Interpolation nach dem in Abschnitt 4.1.3.3 beschriebenen Verfahren der Radial-Basisfunktionen, ergibt an den Stützstellen  $\vec{m}_i$  exakt die Datenwerte  $d_i$ . Wenn sowohl  $\vec{m}_i$  als auch  $d_i$ , wie im Fall der Kalibrierung eines Bildverstärkers, von Rauschen beeinflusst sind, ist es jedoch sinnvoll, diese Eigenschaft in eine Approximation abzuschwächen.

Wie in der Gegenüberstellung der Konzepte *Interpolation* und *Approximation* in Abschnitt 4.1.2.3 beschrieben, ist das Ziel dabei eine Abwägung zwischen einer akkuraten Abbildung der Datenpunkte gegenüber globalen Eigenschaften der approximierenden Funktion, wie z.B. der Glattheit oder der Minimierung der Krümmungsenergie.

Die abzuwägenden Teilprobleme können für die Approximation mit Radial-Basisfunktionen in einer neuen Fehlerfunktion  $E_\lambda(f)$  zusammengefasst werden, wobei ein Term für die Abbildungstreue mit der bereits aus (4.19) bekannten Krümmungsenergie kombiniert wird:

$$E_\lambda(f) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (d_i - f(m_i))^2 + \lambda E(f) \quad (4.26)$$

Der Regularisierungsparameter  $\lambda$  legt die Gewichtung der einzelnen Terme fest, für  $\lambda = 0$  ergibt sich eine Interpolation, während für  $\lambda > 0$  zugunsten einer glatteren Funktion eine Approximation durchgeführt wird.  $\lambda$  kann somit als ein Maß für die Steifigkeit des Interpolanten angesehen werden.

Die Minimierung von (4.26) führt unter Verwendung der selben Bezeichner wie in (4.25) auf ein lineares Gleichungssystem der Form [DB02]:

$$\begin{pmatrix} K + \lambda I & Q \\ Q^T & 0 \end{pmatrix} \vec{w} = \vec{d} \quad (4.27)$$

[SRS96, RSS97] zeigen darüber hinaus die Möglichkeit der individuellen Gewichtung der einzelnen Stützpunkte  $\vec{m}_i$  in Abhängigkeit von der Varianz des Rauschens an dieser Position. Dies erlaubt z.B. im Kontext einer formvariablen Registrierung die Abschwächung des Einflusses schlecht gewählter oder bestimmbarer Landmarken.

Hauptproblem für die Berechnung der Gewichte ist die Wahl eines geeigneten Wertes für  $\lambda$ . Diese kann rechnergestützt mittels Kreuzvalidierungstechniken, z.B. der *Leave-One-Out*-Strategie durchgeführt werden, die in Abschnitt 4.1.4 genauer beschrieben werden.

#### 4.1.3.5 Kriging

Mit dem Namen *Kriging*<sup>3</sup> wird eine Klasse von Interpolationsmethoden aus dem Fachgebiet der Geostatistik bezeichnet, die auf der Basis von  $N$  beliebig angeordneten Stützpunkten  $\vec{m}_i$  und den zugehörigen Datenwerten  $d_i$  eine statistische Schätzmethode für den unbekanntem Datenwert  $d$  an der Position  $\vec{x}$  darstellen [Wal98, Gra00, BK03, Sta03]. Die interpolierende Funktion  $f(\vec{x})$  ist dabei zusammengesetzt aus einer Zufallsvariablen  $Z(\vec{x})$  und einer Funktion  $m(\vec{x})$ , die den globalen Trend der Datenwerte modelliert.

$$f(\vec{x}) = Z(\vec{x}) + m(\vec{x}) \quad (4.28)$$

Es wird angenommen, dass  $Z(\vec{x})$  stationär zweiter Ordnung ist, d.h. der Erwartungswert und die Varianz von  $Z(\vec{x})$  sind für verschiedene Positionen  $\vec{x}$  konstant und die Kovarianz zweier um den Vektor  $\vec{h}$  verschiedener Datenpunkte hängt nur von  $\vec{h}$  und nicht von der Position der Datenpunkte selbst ab. Letztere

---

<sup>3</sup>Der Name ist abgeleitet von D. G. Krige, einem südafrikanischen Bergbauingenieur, der dieses Verfahren 1951 erstmalig zur Abschätzung von Erzvorkommen beschrieb.

Eigenschaft führt zur vereinfachenden Schreibweise (4.29) für die Kovarianz:

$$C(\vec{h}) = \text{cov}(Z(\vec{x} + \vec{h}), Z(\vec{x})) \quad (4.29)$$

Die Funktion  $m(\vec{x})$  wird verwendet, um einen konstanten Erwartungswert für die Eingabedaten zu erhalten. Es kann sich dabei, wie auch in dieser Arbeit, um ein bivariates Polynom beliebigen Grades handeln, das mittels der Techniken aus Abschnitt 4.1.3.2 an die Stützpunkte angepasst wird. Wegen der dortigen Verwendung der Methode der kleinsten Quadrate wird angenommen, dass für den Erwartungswert  $E(Z(\vec{x})) = 0$  gilt. Dieses Verfahren der Bereinigung der Eingabedaten von einem globalen Trend mit anschließendem Kriging bei bekanntem Erwartungswert der Zufallsvariablen ist auch unter dem Namen *Detrended Kriging* [BK03] bekannt.

Als Abschätzung für den unbekanntem Wert  $Z(\vec{x})$  auf Basis der bekannten Daten  $d_i$  an den Stellen  $\vec{m}_i$  wird die Schätzfunktion  $Z^*(\vec{x})$  eingeführt:

$$Z^*(\vec{x}) = \sum_{i=1}^N w_{xi} \cdot (d_i - m(\vec{m}_i)) \quad (4.30)$$

Die Gewichte  $\vec{w}_x = (w_{x1}, \dots, w_{xN})^T$  werden nun für jedes  $\vec{x}$  so bestimmt, dass die Varianz des Schätzfehlers zwischen  $Z^*(\vec{x})$  und dem tatsächlichen Wert  $Z(\vec{x})$

$$\text{var}(Z^*(\vec{x}) - Z(\vec{x})) = E((Z^*(\vec{x}) - Z(\vec{x}))^2) - E(Z^*(\vec{x}) - Z(\vec{x}))^2 \quad (4.31)$$

minimiert wird.

Es kann gezeigt werden [Sta03], dass diese Varianz unter Verwendung obiger Annahmen über  $Z(\vec{x})$  als eine Funktion der vereinfachten Kovarianzfunktion (4.29) dargestellt werden kann:

$$\text{var}(Z^*(\vec{x}) - Z(\vec{x})) = \sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^N w_{xi} w_{xj} C(\vec{m}_j - \vec{m}_i) - 2 \sum_{i=1}^N w_{xi} C(\vec{m}_i - \vec{x}) + C(\vec{0}) \quad (4.32)$$

Diese Gleichung wird minimiert, indem die partiellen Ableitungen nach  $w_{xi}$  gleich 0 gesetzt werden. Dies führt zu dem linearen Gleichungssystem für die Bestimmung der Gewichte  $\vec{w}$ :

$$\begin{pmatrix} C(\vec{m}_1 - \vec{m}_1) & \dots & C(\vec{m}_N - \vec{m}_1) \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ C(\vec{m}_1 - \vec{m}_N) & \dots & C(\vec{m}_N - \vec{m}_N) \end{pmatrix} \begin{pmatrix} w_{x1} \\ \vdots \\ w_{xN} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} C(\vec{m}_1 - \vec{x}) \\ \vdots \\ C(\vec{m}_N - \vec{x}) \end{pmatrix} \quad (4.33)$$

bzw. unter Verwendung der Bezeichner  $K$  und  $\vec{r}_x$  abgekürzt zu:

$$K \vec{w}_x = \vec{r}_x \quad (4.34)$$

Zusätzliche Nebenbedingungen, die bei der weiter unten beschriebenen Modellierung von  $C$  zu berücksichtigen sind, garantieren eine eindeutige Lösung  $\vec{w}_x$  und ein Minimum von (4.32) an dieser Stelle.

Mit  $\vec{w}_x = K^{-1} \vec{r}_x$  und  $\vec{y}^T = \{d_1 - m(\vec{m}_1), \dots, d_N - m(\vec{m}_N)\}$  folgt aus (4.30) und (4.34)

$$Z^*(\vec{x}) = \vec{y}^T \cdot K^{-1} \cdot \vec{r}_x \quad (4.35)$$

Für eine isotrope, d.h. richtungsunabhängige, Kovarianzfunktion  $C(\vec{h})$  stellt (4.35) eine Interpolation mittels einer speziellen Radial-Basisfunktion dar, da  $Z^*$  im Wesentlichen eine Linearkombination der Komponenten von  $\vec{r}_x$  ist, die auf den Abständen der Auswertungsstelle  $\vec{x}$  zu den Stützpunkten  $\vec{m}_i$  basieren. Insbesondere ist es nicht erforderlich, das Gleichungssystem (4.34) für jede Auswertungsstelle der Interpolation  $\vec{x}$  aufzulösen, da  $\vec{y}$  und  $K$  nicht von  $\vec{x}$  abhängen.

Der Unterschied zu den in Abschnitt 4.1.3.3 beschriebenen Verfahren liegt in der Möglichkeit zur Modellierung der Kovarianzfunktion  $C(\vec{h})$  für eine gegebene Datenmenge, wobei  $C(\vec{h})$  üblicherweise über das so genannte Semivariogramm bestimmt wird. Das Semivariogramm<sup>4</sup>  $\gamma(\vec{h})$  ist definiert über den Erwartungswert der quadrierten Differenzen in den Werten an zwei durch  $\vec{h}$  separierten Positionen:

$$\gamma(\vec{h}) = \frac{1}{2}E((Z(\vec{x} + \vec{h}) - Z(\vec{x}))^2) \quad (4.36)$$

Für den Zusammenhang mit der Kovarianzfunktion kann gezeigt werden [Sta03], dass

$$\gamma(\vec{h}) = C(\vec{0}) - C(\vec{h}) \quad (4.37)$$

gilt. Das Semivariogramm ist somit nur eine andere Darstellung für die in der Kovarianzfunktion  $C(\vec{h})$  enthaltenen Information.

Die Funktion  $\gamma(\vec{h})$  wird dadurch bestimmt, dass die Parameter eines theoretischen Semivariogramms, z.B. des in dieser Arbeit verwendeten Gauß'schen Semivariogramms  $\gamma_{\text{gauss}}(\vec{h})$  (4.38) oder weiterer in [Wal98, Gra00] aufgeführter Semivariogramme, an ein aus den Eingabedaten ermitteltes, experimentelles – d.h. empirisches – Semivariogramm angepasst wird. Die verwendeten Modelle sind dabei positiv definite Funktionen um eine sinnvolle und eindeutige Lösung von (4.33) zu gewährleisten [Gra00]:

$$\gamma_{\text{gauss}}(\vec{h}) = \begin{cases} 0 & \text{falls } |\vec{h}| = 0 \\ n + (s - n)(1 - \exp(-(\frac{3|\vec{h}|}{r})^2)) & \text{sonst} \end{cases} \quad (4.38)$$

Die Wahl des theoretischen Semivariogramms und der zugehörigen Parameter liegt dabei in der Hand des Anwenders, wobei die verwendeten Funktionen eine charakteristische Form aufweisen und untereinander sehr ähnlich sind. Die Parameter beschreiben dabei Eigenschaften, wie den so genannten Nugget-Effekt  $n$ , der Unstetigkeiten am Ursprung und damit das Grundrauschen der Datenwerte modelliert, sowie die Schwelle (engl. *sill*)  $s$ , an die sich das Semivariogramm mit steigendem  $|\vec{h}|$  annähert und der Reichweite (engl. *range*)  $r$ , ab welcher der Unterschied zwischen dem tatsächlichen Semivariogrammwert und der Schwelle vernachlässigbar ist, d.h. eine Distanz, ab der ein Stützpunkt keine weiteren signifikanten Auswirkungen besitzt.

Abb. 4.4 zeigt ein theoretisches Semivariogramm auf der Basis von (4.38) für die  $X$ -Komponente der Verzeichnung mehrerer Bilder des für diese Arbeit verwendeten C-Bogens.

#### 4.1.4 Vergleich von Verzeichnungsmodellen mittels Kreuzvalidierungstechniken

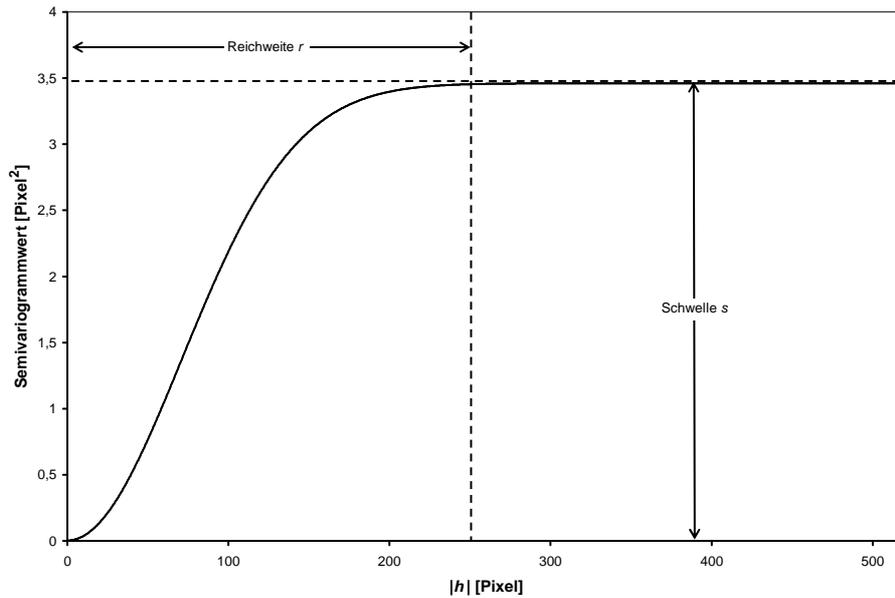
Kreuzvalidierung [Mas95, Orr96, Tur93] ist ein häufig verwendetes Konzept zur Beurteilung verschiedener Vorhersage- bzw. Interpolationsmodelle. Dabei wird die Menge der Stützpunkte in zwei disjunkte Teilmengen aufgeteilt, die eine zur Konstruktion des Modells die andere zu dessen Validierung. Im Extremfall der *Leave-One-Out*-Kreuzvalidierungs-Strategie besteht Letztere nur noch aus einem Element.

In dieser Arbeit wird die *Leave-One-Out*-Kreuzvalidierung zur Abschätzung des Vorhersagefehlers durch die Interpolation verwendet, der hier als der durchschnittliche Betrag der Differenzen zwischen den tatsächlichen Verzeichnungsvektoren und den durch die Interpolation ermittelten definiert wird.

Wird mit  $\text{predict}(f, D, \vec{x})$  das Ergebnis einer Interpolationsfunktion  $f: \mathbb{R}^2 \mapsto \mathbb{R}^2$  an der Stelle  $\vec{x}$  auf Basis der Stützpunktmenge  $D = \{(\vec{d}_1, \vec{m}_1), \dots, (\vec{d}_N, \vec{m}_N)\}$  mit den Verzeichnungsvektoren  $\vec{d}_i$  an den Positionen  $\vec{m}_i$  bezeichnet, so ergibt sich der mittels der *Leave-One-Out*-Kreuzvalidierung bestimmte mittlere

---

<sup>4</sup>Die Funktion  $2\gamma(\vec{h})$  heißt Variogramm.



**Abbildung 4.4:** Gauß'sches Semivariogramm für die X-Komponente der Verzeichnung angepasst an 9 Röntgenbilder.

Vorhersagefehler  $q_{\text{mean}}(f, D)$  aus

$$q_{\text{mean}}(f, D) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |\vec{d}_i - \text{predict}(f, D \setminus \{(\vec{d}_i, \vec{m}_i)\}, \vec{m}_i)| \quad (4.39)$$

bzw. der maximale Vorhersagefehler  $q_{\text{max}}(f, D)$  aus

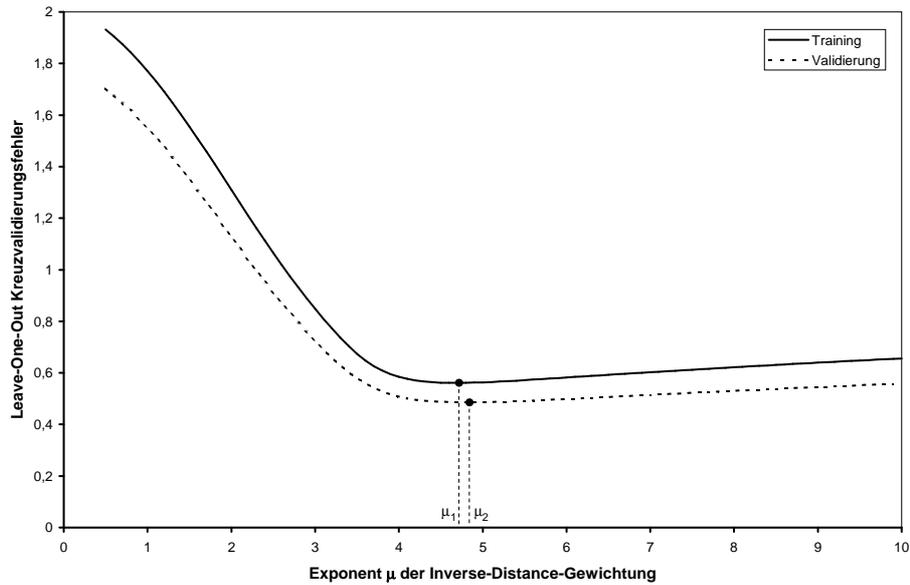
$$q_{\text{max}}(f, D) = \max_{i=1 \dots N} |\vec{d}_i - \text{predict}(f, D \setminus \{(\vec{d}_i, \vec{m}_i)\}, \vec{m}_i)| \quad (4.40)$$

Diese Fehlermaße eignen sich besser für die Beurteilung der verschiedenen Modelle als die Betrachtung des Anpassungsfehlers (Residuum) der interpolierenden oder approximierenden Funktionen an die Stützpunkte, da Letzterer für Interpolationsverfahren, wie die Gewichtung mittels der inversen Distanz 4.1.3.1, der Radial-Basisfunktionen 4.1.3.3 und Kriging 4.1.3.5, den Wert 0 liefert, d.h. in diesen Fällen keine Aussagekraft besitzt. Daneben ist das Verhalten der Modelle für Punkte außerhalb der verwendeten Stützpunktmenge natürlich auch von besonderem Interesse.

Der durch (4.39) ermittelte Wert kann zum Vergleich verschiedener Modelle herangezogen werden. Darüber hinaus bietet er auch die Möglichkeit, die zusätzlichen Modellparameter  $\mu$  aus (4.1) in Abschnitt 4.1.3.1 bzw. (4.15) und (4.16) in Abschnitt 4.1.3.3 sowie  $\lambda$  aus (4.27) in Abschnitt 4.1.3.4 zu bestimmen. Hierzu wird  $q_{\text{mean}}(f, D, \mu)$  bzw.  $q_{\text{mean}}(f, D, \lambda)$  analog zu (4.39) definiert und mittels numerischer Techniken zur Funktionsminimierung [PTVF93] oder wenn möglich analytisch bezüglich des gesuchten Parameters optimiert.

Dies erlaubt auch eine Online-Bestimmung der Modellparameter für ein konkret vorliegendes Bild, allerdings ist diese Optimierung aufwändig und es ergaben sich in entsprechenden Experimenten hierzu keine signifikanten Vorteile, so dass in dieser Arbeit die entsprechenden Werte vorab auf Basis eines von dem Validierungsdatensatz unabhängigen Trainingsdatensatzes bestehend aus 9 Bildern ermittelt wurden. Abb. 4.5 zeigt hierzu beispielhaft die Bestimmung des Exponent  $\mu$  für die Methode der inversen Distanz mit linearer, lokaler Interpolation.

Die in der Versuchsserie zur Evaluierung der Interpolationsmodelle dargestellten Ergebnisse (vgl. Abschnitt 4.3) für die Gewichtung mittels der inversen Distanz, der Interpolation durch Radial-



**Abbildung 4.5:** Bestimmung des Parameters  $\mu$  der Methode der inversen Distanz mit linearer, lokaler Interpolation durch Optimierung der Funktion  $q_{\text{mean}}(f, D, \mu)$ . Die Linien zeigen diese Funktion für einen separaten Trainingsdatensatz (9 Bilder, Optimum bei  $\mu_1 = 4,678$ ) und dem eigentlichen Test-Datensatz zur Validierung (55 Bilder, Optimum bei  $\mu_2 = 4,795$ ) zum Vergleich.

Basisfunktionen mit Hardy-Multiquadric- und Inverse-Hardy-Multiquadric-Basis sowie der Approximation durch Radial-Basisfunktionen aus Abschnitt 4.1.3.4 beziehen sich auf diese optimale Wahl der Parameter.

## 4.2 Beschleunigung durch bilineare Interpolation

Die naive Anwendung der Verfahren aus Abschnitt 4.1.1 für jeden Bildpunkt des Zielbildes führt zu einem Aufwand, der auch auf modernen Rechenanlagen nicht zu einer Entzerrung in einem praxisgerechten Zeitrahmen für eine intraoperative Navigation – d.h. innerhalb weniger Sekunden – führt. Dies liegt zum einen an der Berücksichtigung des Abstandes der aktuellen Position zu jedem Stützpunkt der Interpolation, wie bei den Verfahren der Inversen-Distanzgewichtung in Abschnitt 4.1.3.1 oder den Radial-Basisfunktionen in Abschnitt 4.1.3.3, d.h. der Aufwand für die Entzerrung eines  $W \times H$  Bildes auf Basis von  $N$  Stützpunkten ist in  $O(NWH)$ . Zum anderen kommen teilweise auch aufwändige mathematische Methoden pro Pixel zum Einsatz, wie z.B. die Auswertung bivariater Polynome bei der Polynom-Approximation in 4.1.3.2.

Wenn man berücksichtigt, dass die bei einem C-Bogen auftretenden Verzeichnungen ein geringes Ausmaß besitzen und einen glatten Verlauf zeigen, so bietet es sich an, die Verzeichnungsfunktion nicht für jeden Pixel sondern nur für die Knotenpunkte eines etwas größeren, rechtwinkligen Gitters – z.B. mit einer Gitterweite von  $G = 10$  Pixeln – zu berechnen. Es werden dann nur noch  $100\%/G^2$  der Auswertungen der Verzeichnungsfunktion benötigt.

Innerhalb eines Gitterfeldes kann effizient auf der Basis der Verzeichnungsvektoren der umgebenden Gitterpunkte mit der in Anhang C.2 vorgestellten Methode bilinear interpoliert werden, da es sich dann um eine Interpolation mit regelmäßigen Stützstellen handelt.

Bei der bilinearen Interpolation werden innerhalb eines Gitterfeldes nur Informationen der umgebenden vier Gitterpunkte verwendet, so dass der Übergang von einem Gitterfeld zum Nächsten unstetig ist.

| VERFAHREN        | BESCHREIBUNG   | ABSCHNITT |
|------------------|--|-----------|
| <i>OID-CONST</i> | <i>Optimal Inverse Distance</i> mit konstanten lokalen Interpolanten, siehe Gleichung (4.1)  | 4.1.3.1   |
| <i>OID-LIN</i>   | <i>Optimal Inverse Distance</i> mit linearen lokalen Interpolanten, siehe Gleichung (4.6) und (4.7)                                | 4.1.3.1   |
| <i>POLY-n</i>    | Bivariate Polynom-Approximation vom Grad $n \in \{1, \dots, 9\}$   | 4.1.3.2   |
| <i>HMQ-n</i>     | <i>RBF</i> mit <i>Hardy-Multiquadric</i> und <i>POLY-n</i> als Trendfläche, d.h. $n$ ist der Grad des polynomialen Terms in (4.14) | 4.1.3.3   |
| <i>IHMQ-n</i>    | wie <i>HMQ-n</i> , mit <i>Inverse-Hardy-Multiquadric</i> -Basis  | 4.1.3.3   |
| <i>TPS-n</i>     | wie <i>HMQ-n</i> , mit <i>Thin-Plate-Spline</i> -Basis   | 4.1.3.3   |
| <i>TPSA-n</i>    | <i>TPS-n</i> mit <i>RBF</i> -Approximation   | 4.1.3.4   |
| <i>KRIGING-n</i> | Kriging mit Gauß'schem Semivariogramm und <i>POLY-n</i> als Trendfunktion  | 4.1.3.5   |

*Tabelle 4.2: Beschreibung der evaluierten Verfahren zur Verzeichnungskorrektur.*

Aufgrund der geringen Stärke der Verzeichnung und bei kleinen Werten für  $G$  sind diese jedoch im Fall der Verzeichnungskorrektur einer C-Bogenanlage visuell nicht wahrnehmbar.

In Abschnitt 4.3.4 werden die Effekte dieser Optimierung bezüglich Zeitersparnis und Qualität der Modellierung der Verzeichnung anhand von Experimenten evaluiert.

### 4.3 Versuchsserie zur Evaluierung der Interpolationsmodelle

Um eine Entscheidung für eines der in den Abschnitten 4.1.3.1-4.1.3.5 vorgestellten Verfahren zu treffen, ist eine Evaluierung bezüglich der an einem Bildverstärker tatsächlich auftretenden Effekte sinnvoll. Die folgenden Eigenschaften der Interpolationsmethoden sind dabei von besonderem Interesse:

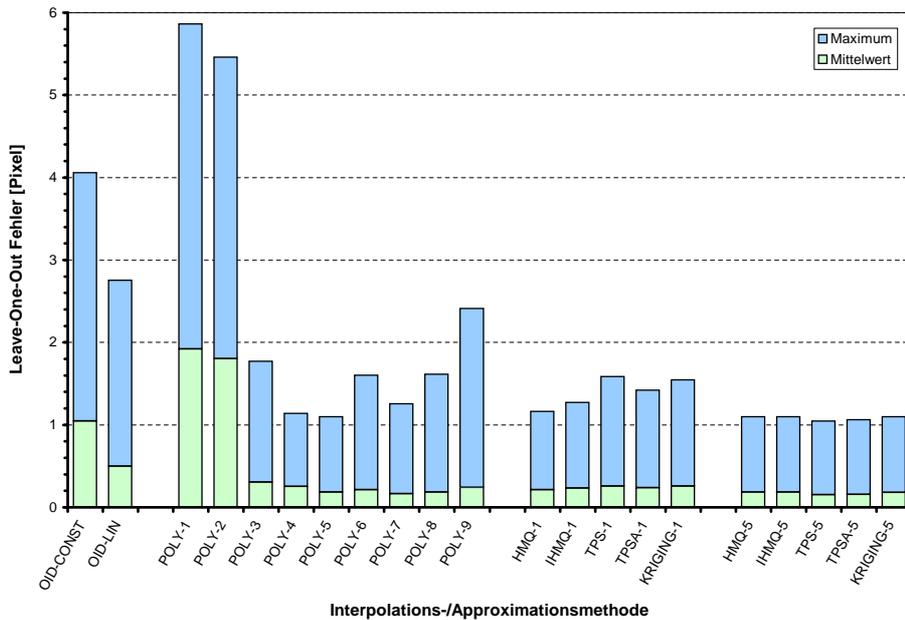
- Vorhersagegenauigkeit – Wie genau wird die tatsächliche Verzeichnung modelliert?
- Robustheit gegenüber fehlerhaft detektierten Marken bzw. der Messungenauigkeit in den Modellmarken.
- Robustheit gegenüber fehlenden Marken – Wie verhält sich die modellierte Verzeichnung, wenn nur ein Teil der Marken sichtbar ist und die übrigen, z.B. durch Metallteile im Strahlengang, verdeckt sind?
- Verlust an Genauigkeit durch die Optimierung in Abschnitt 4.2.

Die Versuchsergebnisse zur Beantwortung dieser Fragen sind in den nun folgenden Abschnitten 4.3.1-4.3.4 beschrieben, die auf einer eigens für diesen Zweck aufgenommen Bildserie mit insgesamt 55 Röntgenbilder basieren, welche die Rotationen des C-Bogens um jede der drei Raumachsen abdecken und den Effekt der Verzeichnung deutlich zeigen.

Die evaluierten Verfahren sind in Tabelle 4.2 zusammen mit den verwendeten Abkürzungen beschrieben.

#### 4.3.1 Qualität der Vorhersage durch das Verzeichnungsmodell

Das Diagramm in Abb. 4.6 zeigt die Werte von  $q_{\text{mean}}$  und  $q_{\text{max}}$  bei Anwendung verschiedener Interpolationsverfahren für 55 Testbilder. Im Vergleich zur Verwendung der Identität als Verzeichnungs-



**Abbildung 4.6:** Vergleich der verschiedenen Interpolationsverfahren bezüglich des Mittelwertes von  $q_{\text{mean}}$  und dem Maximum von  $q_{\text{max}}$  für die 55 Testbilder. Zum Vergleich: die Verwendung der Identität als Entzerrungsmodell liefert hier für den Mittelwert 4,74 Pixel und für das Maximum 34,41 Pixel als Fehler.

funktion – d.h. keiner Berücksichtigung der Verzeichnung – mit den Fehlern  $q_{\text{mean}} = 4,74$  Pixel und  $q_{\text{max}} = 34,41$  Pixel zeigen alle evaluierten Verfahren eine deutliche Verbesserung.

Bei den Verfahren aus Abschnitt 4.1.3.1 schneidet erwartungsgemäß *OID-LIN* etwas besser gegenüber *OID-CONST* ab. Im Vergleich zu den übrigen Methoden sind sie jedoch bezüglich der ausgewerteten Kriterien  $q_{\text{mean}}$  und  $q_{\text{max}}$  klar unterlegen. *POLY-1* und *POLY-2* erzielen aufgrund ihres Unvermögens zur Modellierung *S*-förmiger Verzeichnungen ebenfalls schlechte Ergebnisse.

Die übrigen polynomialen Grade zeigen vergleichbare Werte bezüglich dem durchschnittlichen Fehler und einen leichten Anstieg des maximalen Fehlers für höhere Grade, wobei das Minimum bei Grad 5 liegt.

Die auf der Methode der *RBF* basierenden Verfahren mit Trendfläche 1. Grades weisen eine zu den *POLY-3* bis *POLY-9* vergleichbare Genauigkeit auf. Die Kombination des genauesten Polynoms *POLY-5* mit den *RBF*-Verfahren gleicht diese untereinander an, verbessert die optimal erreichbare Genauigkeit jedoch nur geringfügig.

Das insgesamt beste Verfahren *TPS-5* erreicht einen durchschnittlichen Wert von 0,15 Pixel für  $q_{\text{mean}}$  und einen maximalen Wert von 1,05 Pixel für  $q_{\text{max}}$ . Daneben besitzen jedoch weitere Verfahren eine ähnliche Qualität, so dass für eine vergleichende Beurteilung die in den folgenden Abschnitten ermittelten Eigenschaften entscheidend sind.

### 4.3.2 Robustheit gegenüber Fehlern in den Stützpunkten

Die durch die Detektion der Kalibriermarken (vgl. Kapitel 3) bestimmten Markenpositionen im Bild oder aber auch die Positionen der vermessenen Modellmarken sind grundsätzlich mit Fehlern behaftet, die sich grob einer der folgenden beiden Klassen zuordnen lassen:

- Ein allgemeiner, geringer Fehler, der allen Positionen anhaftet und durch Messungenauigkeiten bzw. Störungen auf dem Signalweg des Röntgenbildes bedingt ist.

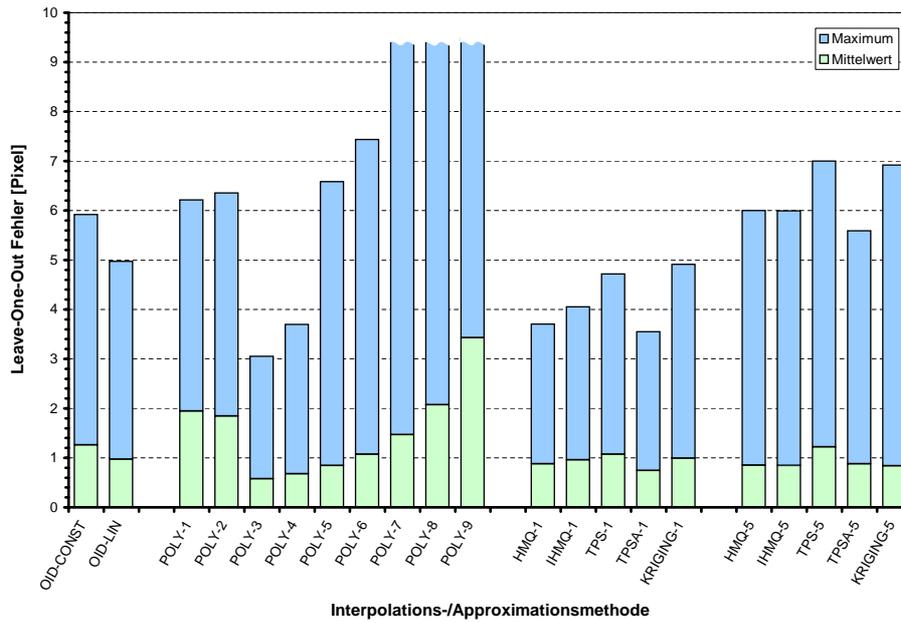


Abbildung 4.7: Leave-One-Out-Fehlerwerte für statistisches Rauschen in den Stützpunkten.

- Grobe Fehllokalisationen einzelner Marken, die z.B. durch eine teilweise Überlagerung der Marken mit anderen Bildinhalten hervorgerufen werden.

Eine Robustheit des Interpolationsmodells gegenüber beiden Fehlerarten ist allgemein wünschenswert. Zur Erfassung und Beurteilung dieser Eigenschaft dient ein Experiment, welches auf der aus dem Abschnitt 4.1.4 bekannten *Leave-One-Out*-Strategie aufsetzt.

Betrachtet werden die in Abschnitt 4.3.1 definierten Maße  $q_{\text{mean}}$  (4.39) und  $q_{\text{max}}$  (4.40), wobei die Stützpunkte gemäß einer der beiden Fehlerarten synthetisch modifiziert werden.

Abb. 4.7 zeigt die Ergebnisse bei der Addition eines normalverteilten Rauschens der Standardabweichung  $\sigma = 1$  Pixel zu der  $X$ - und der  $Y$ -Komponente der Stützpunkte, womit ein allgemeiner Fehler des ersten Typs simuliert wird. Für die zweite Fehlerart zeigt das Diagramm in Abb. 4.8 die Fehler für Stützpunkt mengen, bei denen jeweils ein Element um den Vektor  $\vec{v} = (5, 5)^T$  willkürlich verschoben ist.

Für die weitere Betrachtung ist das Verhalten der Interpolationsmodelle bei dem Fehler der zweiten Art für die Praxis höher zu gewichten, da der vorhandene Rauschanteil innerhalb der Markendetektion nach Kapitel 3 eher gering einzuschätzen ist und bereits in den Ergebnissen in Abschnitt 4.3.1 in einem realistischen Ausmaß einfließt, da reale Röntgenbilder verwendet werden.

Erwartungsgemäß sind sowohl die Mittelwerte als auch die Maxima der Fehlerwerte gegenüber den Ergebnissen des Abschnittes 4.3.1 höher. Für *OID-CONST* und *OID-LINEAR* bzw. *POLY-1* und *POLY-2* steigen sie dabei weniger stark an, so dass sich diese Verfahren an die Qualität der übrigen Methoden annähern.

Die Varianten der Radial-Basisfunktionen *HMQ-n*, *IHMQ-n*, *TPS-n*, *TPSA-n* und *KRIGING-n* zeigen für den Fehler der ersten Art ca. eine Vervierfachung bezüglich der Ergebnisse aus 4.3.1 und sind vergleichbar mit *POLY-4* und *POLY-5*. Bei starken Störungen vereinzelter Marken in Abb. 4.8 sind die Fehlerwerte vergleichbar mit *POLY-6* bis *POLY-8*, d.h. die Methoden reagieren empfindlicher bezüglich des Fehlers der zweiten Art, da sie mit Ausnahme von *TPSA-n* eine exakte Interpolation durchführen und deshalb auch fehlerhafte Stützpunkte vollständig modellieren können.

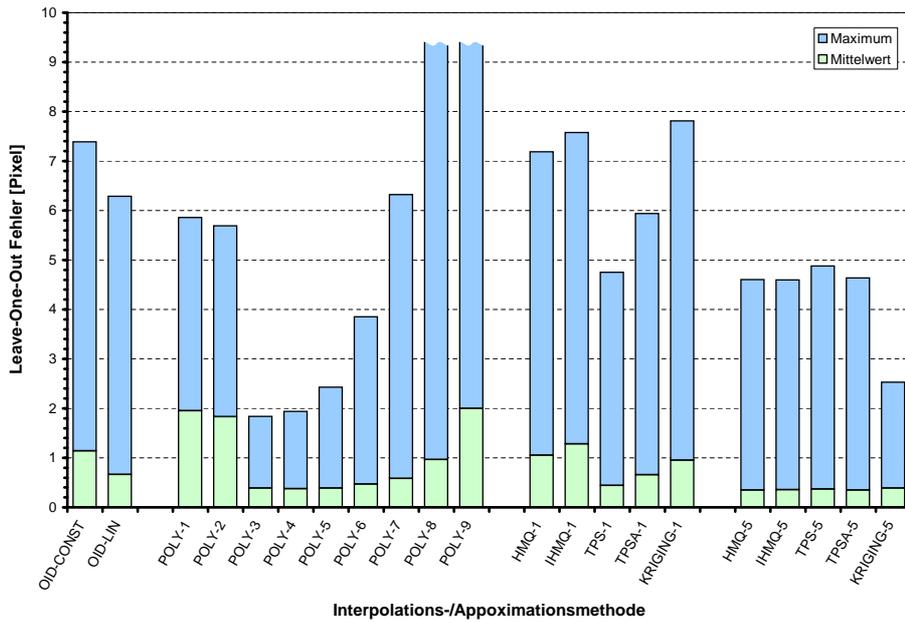


Abbildung 4.8: Leave-One-Out-Fehlerwerte für eine grobe Fehllokalisierung eines einzelnen Stützpunktes.

Die polynombasierten Verfahren approximieren hier stattdessen und können die Auswirkungen der Fehler in den Stützpunkten durch Mittelung minimieren. Diese Eigenschaft geht jedoch mit zunehmender Anzahl an Freiheitsgraden bei höhergradigen Polynomen verloren, da diese dann ebenfalls Anteile des Fehlers modellieren und wegen des globalen Charakters der Polynomapproximation auf das gesamte Bild verteilen. Die Fehlerwerte für *POLY-3* bis *POLY-9* steigen deshalb mit zunehmenden Grad deutlich an.

Die Verwendung der *RBF*-Approximation aus Abschnitt 4.1.3.4, bei der die Bedingung der exakten Interpolation zu Gunsten einer Approximation gelockert wird, kann einen positiven Effekt ausüben, wie an der Verringerung der Fehler  $q_{\text{mean}}$  und  $q_{\text{max}}$  bei *TPSA- $n$*  im Vergleich zu *TPS- $n$*  in Abb. 4.7 ersichtlich ist, wenn wie bei dem statistischen Fehler der ersten Art eine geeignete Anpassung des Regularisierungsparameters  $\lambda$  anhand der Trainingsbilder möglich ist.

Insgesamt erweisen sich *POLY-3* und *POLY-4* als die beiden robustesten Verfahren gegenüber beiden Fehlerklassen.

### 4.3.3 Robustheit gegenüber fehlenden Marken

Aufgrund von Metallteilen im Strahlengang oder einer starken Abschwächung der Röntgenstrahlen durch das Gewebe des Patienten ist nicht gewährleistet, dass in jedem Bild sämtliche Marken des Kalibrierkörpers detektierbar sind. Wegen der räumlichen Ausdehnung der verdeckenden Bildinhalte besitzt eine Marke eine erhöhte Wahrscheinlichkeit dafür, dass sie nicht sichtbar ist, wenn eine ihrer Nachbarmarken bereits nicht detektiert werden konnte. Diese räumliche Kohärenz kann zu einem Verlust der Verzeichnungsinformationen für große, zusammenhängende Bildregionen führen.

Um die Eigenschaften der vorgestellten Interpolationsmethoden in diesen Fällen zu untersuchen, werden  $N$  Marken einer zusammenhängenden Region am oberen Bildrand entfernt, das Verzeichnungsmodell für die übrigen  $76 - N$  Marken erstellt und der Mittelwert und das Maximum des Vorhersagefehlers für die entfernten Marken berechnet. Dadurch wird eine extreme Situation modelliert, da die Testregion nicht durch detektierte Marken vollständig umgeben ist und deshalb die Verzeichnung innerhalb dieser extrapoliert wird.

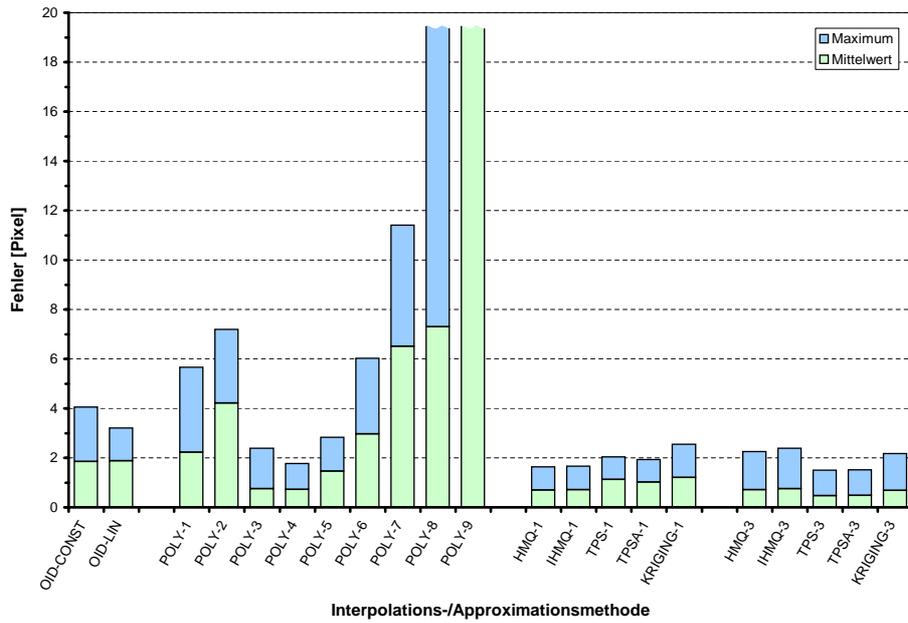


Abbildung 4.9: Mittelwert und Maximum des Vorhersagefehlers bei  $N = 5$  nicht verwendeten Marken.

Die Abb. 4.9 und 4.10 zeigen die Ergebnisse für  $N = 5$  und  $N = 20$ . Erwartungsgemäß erhöht sich dabei der Fehler allgemein mit steigender Anzahl von fehlenden Marken.

Für die Methoden basierend auf der Polynom-Approximation  $POLY-1$  bis  $POLY-9$  steigt der Fehler insbesondere für höhere Polynom-Grade extrem an.  $POLY-7$  weist z.B. für  $N = 20$  bereits einen durchschnittlichen Fehler von 674 Pixel auf. Dies deutet auf ein Überschwingen des Polynoms außerhalb des Bereiches hin, der von den für den Modellaufbau verwendeten Marken abgedeckt ist. Dieser Effekt tritt auch bereits für  $POLY-4$  und  $POLY-5$  auf, wenn auch in deutlich geringerem Maße.

Insgesamt erweisen sich  $POLY-3$ ,  $POLY-4$  und die auf den Radial-Basisfunktionen basierenden Methoden mit einem durchschnittlichen Fehler von ca. 1 Pixel und einem maximalen Fehler von 4-6 Pixel bei  $N = 20$  als relativ stabil gegenüber diesem Problem.

### 4.3.4 Auswirkungen der Optimierung mittels bilinearer Interpolation

Wie in Abschnitt 4.2 beschrieben, kann die benötigte Zeit für die Entzerrung eines Bildes reduziert werden, indem die ermittelte Verzeichnungsfunktion nur an den Knotenpunkten eines Gitters ausgewertet wird, welche als Stützstellen für eine bilineare Interpolation dienen.

Der dabei entstehende Approximationsfehler hängt hauptsächlich vom Krümmungsverhalten der Verzeichnung ab und soll nun genauer untersucht werden. Das Diagramm in Abb. 4.11 zeigt hierzu den Mittelwert und das Maximum der Abweichungen in den Verzeichnungsvektoren der einzelnen Pixel zwischen dem durch ein Polynom der Ordnung 5 definierten Verzeichnungsmodell und seiner optimierten Variante in Abhängigkeit zur jeweiligen Gitterweite für den Testdatensatz. Betrachtet werden nur die Pixel innerhalb der für fluoroskopiebasierte Röntgenbilder typischen kreisförmigen Region, welche die aufgenommene Bildinformation enthält.

Erwartungsgemäß ist ein allgemeiner Trend zu größeren Abweichungen bei weitmaschigeren Gittern erkennbar. Es existieren kleinere lokale Minima für die Gitterweiten, in denen die Stützpunkte des Gitters an den Orten großer Krümmung in der Verzeichnung und optimal für den betrachteten Bildausschnitt platziert werden und so der maximale Fehler minimiert wird.

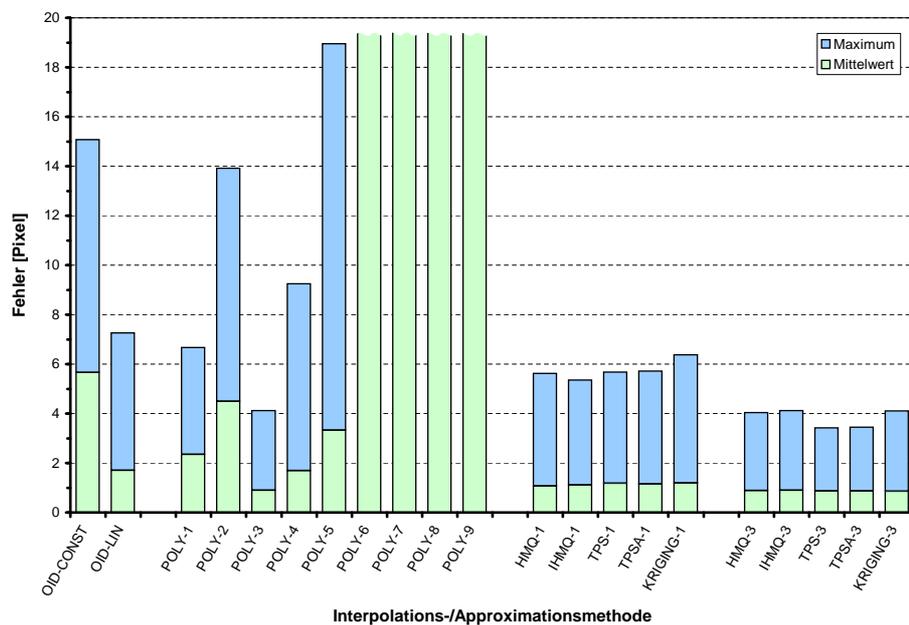


Abbildung 4.10: Mittelwert und Maximum des Vorhersagefehlers bei  $N = 20$  nicht verwendeten Marken.

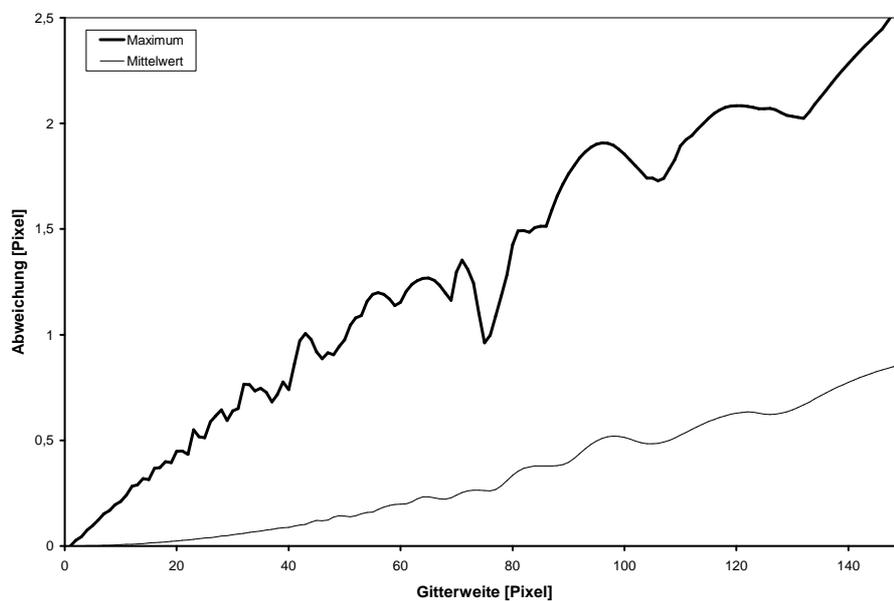


Abbildung 4.11: Mittelwert und Maximum des Approximationsfehler der Optimierung mittels einer bilinearen Interpolation in Abhängigkeit von deren Gitterweite. Die angenäherte Verzeichnung ist durch ein Polynom fünften Grades bestimmt.

| GITTERWEITE        | 1    | 2    | 3   | 4   | 5   | 10  | 20  | 50  | 100 | 150 |
|--------------------|------|------|-----|-----|-----|-----|-----|-----|-----|-----|
| BENÖTIGTE ZEIT [s] | 54,8 | 14,6 | 7,2 | 4,6 | 3,6 | 1,8 | 1,4 | 1,2 | 1,2 | 1,2 |

**Tabelle 4.3:** Benötigte Zeit für eine Verzeichnungskorrektur eines  $768 \times 576$ -Bildes auf Basis der Thin-Plate-Splines mit variierenden Gitterweiten der bilinearen Interpolation. Die Zeitangaben beziehen sich auf eine C#-Implementierung auf einem 866-Mhz Pentium-4 Rechner.

Wie Tabelle 4.3 zeigt, ergibt sich ein Großteil der Zeitersparnis bereits für Gitterweiten kleiner 10, während eine weitere Vergrößerung nur geringfügige Veränderungen mit sich bringt. Es ist damit möglich, die Optimierung mittels einer bilinearen Interpolation für relativ kleine Gitterweiten anzuwenden und so den in Abb. 4.11 ersichtlichen Approximationsfehler zu minimieren. Die Gitterweite 5 erlaubt hier bereits eine Verzeichnungskorrektur mit einem für die Praxis tauglichen Zeitbedarf von 3,6 s, einer durchschnittlichen Abweichung von nur 0,001 Pixel und einem maximalen Fehler von 0,097 Pixel gegenüber der Anwendung des Verzeichnungsmodells für alle Pixel.

## 4.4 Zusammenfassung

In diesem Kapitel wurde die Korrektur der an einem Bildverstärker auftretenden Verzeichnungen mittels des *Image-Warping*-Ansatzes beschrieben. Dieses Verfahren basiert auf der Modellierung der Verzeichnungsfunktion durch eine räumliche Interpolationsfunktion, die an Stützpunkte angepasst wird, die aus den detektierten Positionen und den bekannten, unverzeichneten Positionen spezieller Kalibriermarken gewonnen werden.

In Abschnitt 4.1.3 wurden verschiedene Interpolationsmodelle vorgestellt und mittels Experimenten bezüglich ihrer für die Praxis relevanten Eigenschaften in 4.3 beurteilt. Hinsichtlich der Genauigkeit und Robustheit erwiesen sich dabei vor allem bivariate Polynome vierten bzw. fünften Grades als optimal. Diese Verfahren erreichen in einer *Leave-One-Out*-Kreuzvalidierung einen Mittelwert von 0,15 Pixel und ein Maximum von 1,05 Pixel als Fehler. Unter Berücksichtigung einer üblichen Pixelgröße von ca. 0,35 mm/Pixel sind diese Methoden gut für eine submillimetergenaue intraoperative Navigation geeignet.

Die in 4.2 vorgeschlagene Optimierung erweist sich als effektiv und führt zu einem nur geringen Verlust an Genauigkeit, so dass die Entzerrung eines Röntgenbildes innerhalb eines für die Anwendung sinnvollen Zeitrahmens – d.h. innerhalb weniger Sekunden – durchgeführt werden kann.



# Kapitel 5

## Bestimmung der Projektionsgeometrie

### 5.1 Wahl des Kameramodells

Eine der Hauptfunktionen intraoperativer Navigationssysteme ist die Projektion von 3D-Modellen – z.B. von medizinischen Instrumenten oder anatomischen Strukturen – in die Röntgenbilder. Hierzu ist die Kenntnis der projektiven Eigenschaften des C-Bogens erforderlich, die den mathematischen Zusammenhang zwischen 3D-Positionen innerhalb des Operationsfeldes und den einzelnen Pixeln der Bilder mittels eines Kameramodells beschreiben.

Durch die Anwendung der in Kapitel 4 beschriebenen Algorithmen ist das Bild bereits von Verzerrungen – wie z.B. die durch die Projektion auf eine gekrümmte Detektorfläche des Bildverstärkers hervorgerufene Kissenverzerrung – befreit, so dass an dieser Stelle nur noch die Abbildungseigenschaften der Objekte zwischen Strahlengang und Detektorfläche des Bildverstärkers berücksichtigt werden müssen.

Wegen der geradlinigen Ausbreitung der Röntgenstrahlen kann dabei vereinfachend auf das Lochkamera-Modell zurückgegriffen werden, welches das in der Computergrafik und im Bereich des Bildverstehens dominierende Verfahren zur Modellierung projektiver Eigenschaften eines Systems zur Erzeugung von Bildern ist [Fau93, JKS95, Dav97].

In diesem Modell schneiden sich alle Projektionsgeraden, d.h. Geraden durch den zu projizierenden Punkt und sein Abbild in der Bildebene, in einem einzigen Punkt, dem so genannten Brenn- bzw. Fokuspunkt. Dieser Punkt entspricht bei der Übertragung des Modells auf einen C-Bogen dem Brennfleck innerhalb der Strahlenquelle, dessen räumliche Ausdehnung (siehe Abschnitt 2.1.1.1, S. 15) dabei jedoch vernachlässigt wird.

Es ist möglich, die Parameter des Lochkamera-Modells in die aus Abschnitt 2.2.2 bekannten intrinsischen und extrinsischen Parameter einzuteilen:

- Die **extrinsischen Parameter** enthalten die durch drei rotatorische sowie drei translatorische Parameter gegebene Lage der Kamera bezüglich eines Weltkoordinatensystems<sup>1</sup>  $KS_{\text{Welt}}$ . Diese werden zum Aufbau einer Transformation verwendet, die Punkte im  $KS_{\text{Welt}}$  in das Koordinatensystem der Kamera  $KS_{\text{Kamera}}$  abbildet. In diesem befindet sich der Beobachter im Ursprung und die optische

---

<sup>1</sup>Der Begriff „Weltkoordinatensystem“ ist in der Computergrafik üblich, um ein spezielles Koordinatensystem auszuzeichnen, welches das Basissystem für die modellierte Szene darstellt. Dies kann im Kontext intraoperativer Navigationssysteme entweder das Koordinatensystem  $KS_{\text{Tracker}}$  des 3D-Lokalisierungssystems oder ein patientenspezifisches Koordinatensystem  $KS_{\text{Patient}}$  – definiert durch einen am Patienten befestigten Tracker – sein.

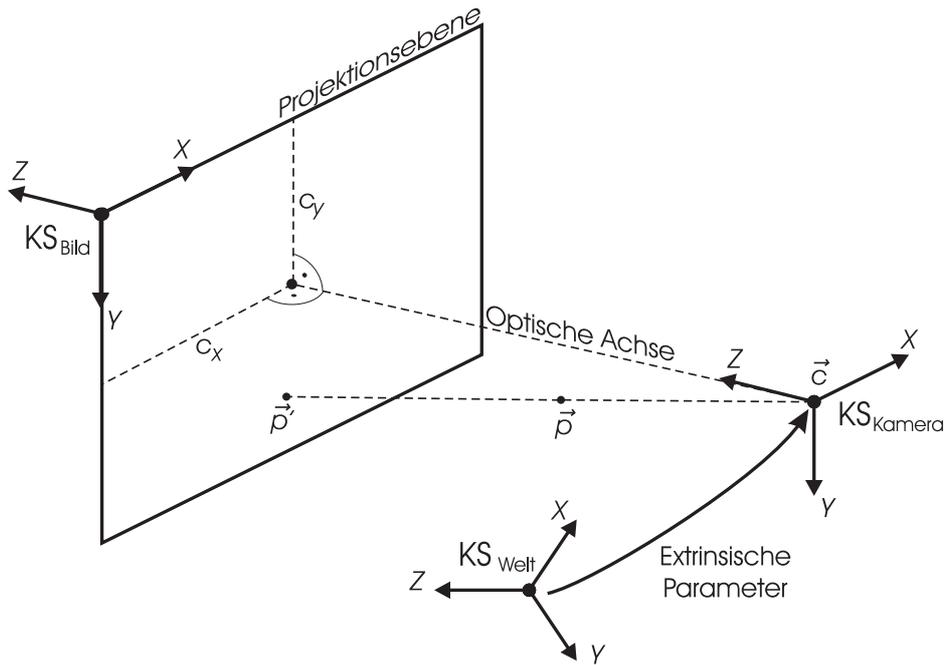


Abbildung 5.1: Darstellung der räumlichen Situation während der Projektion des Punktes  $\vec{p}$  auf  $\vec{p}'$ .

Achse – die Blickrichtung – der Kamera zeigt entlang der Z-Achse. Abb. 5.1 verdeutlicht diese Situation für die Projektion eines 3D-Punktes.

- Die **intrinsischen Parameter** umfassen die optischen Eigenschaften der Kamera, die für die Abbildung von 3D-Punkten auf die Bildebene nötig sind. Im Lochkamera-Modell sind diese vollständig beschrieben durch die Position  $\vec{c} = (c_x, c_y, c_z)^T$  des Brennpunktes relativ zum Koordinatensystem der Bildebene  $KS_{\text{Bild}}$ , das durch seine X- und Y-Achse die Projektionsfläche definiert. Daneben zählt auch ein Skalierungsfaktor  $s$  zur Umrechnung von Millimeter nach Pixel, d.h. die Auflösung des Bildes, zu den intrinsischen Parametern.

Der Abstand des Fokus- bzw. Brennpunktes von der Projektionsfläche  $f = |c_z|$  wird auch als Brennweite bezeichnet. In diesem Kapitel wird  $c_z < 0$  angenommen (vgl. Abb. 5.1), so dass zur Vermeidung des Betrages  $f = -c_z$  verwendet werden kann. Wegen dieser Austauschbarkeit der beiden Variablen, wird im Folgenden je nach Kontext die jeweils intuitivere bzw. in der Bildverarbeitung gebräuchlichere Variante  $f$  oder  $c_z$  verwendet.

Unter der Annahme, dass sich der zu projizierende Punkt  $\vec{p}$  bereits im  $KS_{\text{Kamera}}$  befindet, gilt im Lochkamera-Modell bei einer Projektion auf die Ebene  $z = f$  die in Abb. 5.2 dargestellte Situation, so dass sich für die Projektion mittels eines Lochkamera-Modells durch einfache Anwendung des Strahlensatzes die Gleichungen in (5.1) ergeben.

$$p'_x = \frac{f \cdot p_x}{p_z} + c_x, \quad p'_y = \frac{f \cdot p_y}{p_z} + c_y \quad (5.1)$$

Durch die Multiplikation mit einem Faktor  $s$  zur Umrechnung von Millimeter nach Pixel können dann die Bildkoordinaten eines Pixels für  $\vec{p}'$  bestimmt werden.

Der Wert von  $s$  ist dabei bekannt, da das Bild während der in Abschnitt 4 beschriebenen Entzerrung der Aufnahme bereits an eine frei wählbare Auflösung, d.h. an ein vorgegebenes  $s$ , angepasst wurde. Die durch die Kalibrierung zu ermittelnden Eigenschaften des Kameramodells umfassen somit nur die Parameter  $c_x$ ,  $c_y$  und  $f$  (bzw.  $c_z$ ) sowie die Lage von  $KS_{\text{Kamera}}$  bezüglich  $KS_{\text{Welt}}$ .

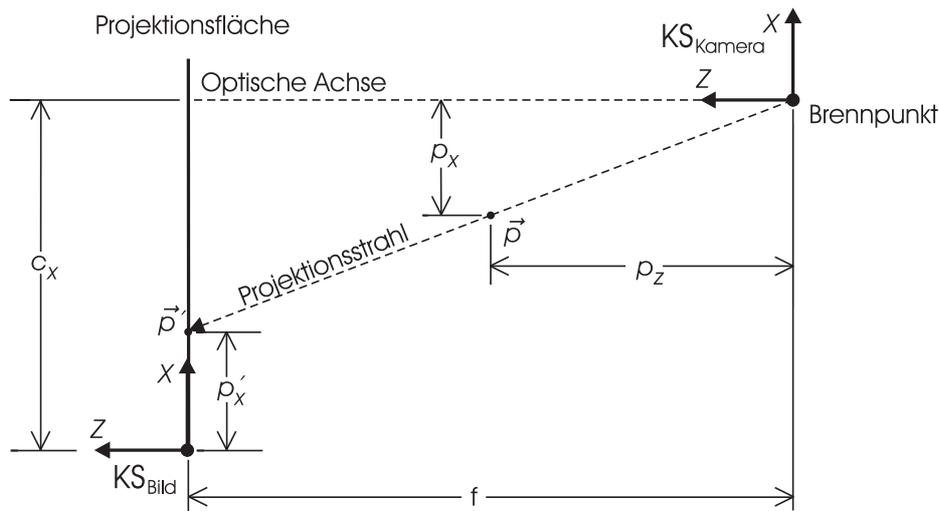


Abbildung 5.2: Darstellung des Projektionsvorgangs in einer Ansicht von oben.

## 5.2 Bestimmung der extrinsischen Parameter

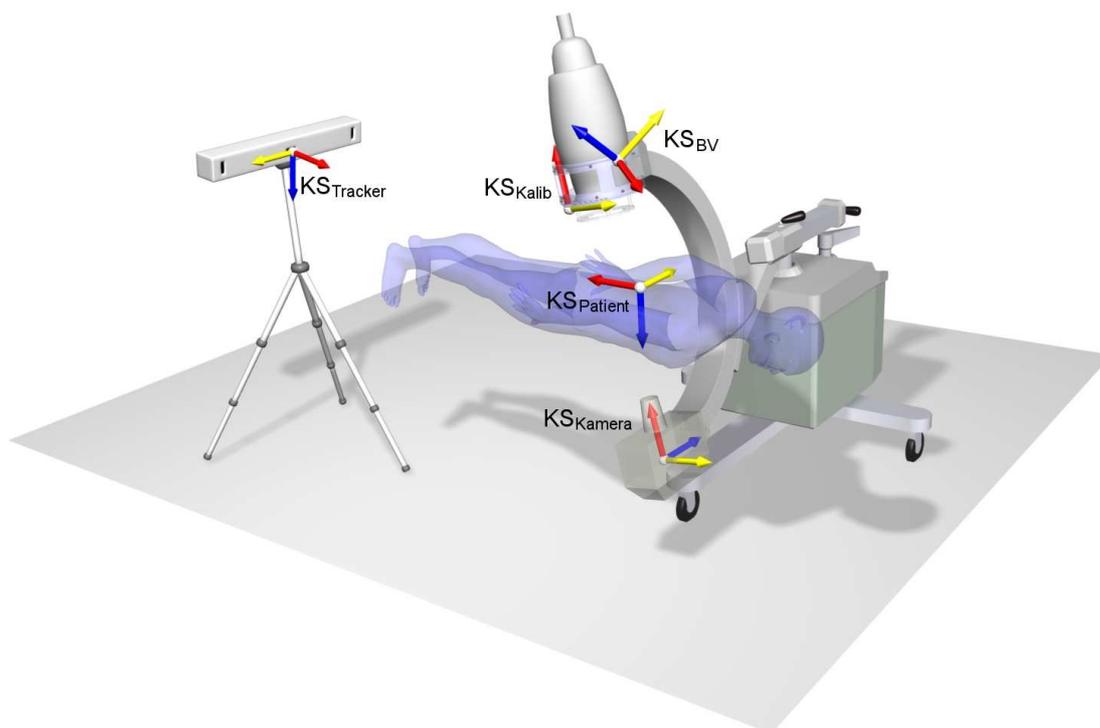
Die Bestimmung der extrinsischen Parameter – d.h. der Position und der Blickrichtung des Kameramodells bezüglich  $KS_{Welt}$  – geschieht durch die Verfolgung einer Trackervorrichtung des 3D-Lokalisierungssystems, die entweder an der Strahlenquelle oder am Bildverstärker des C-Bogens befestigt wird.

Für letztere Möglichkeit sprechen die folgenden Vorteile:

- Die Strahlenquelle befindet sich in der Regel unterhalb des Operationstisches und ist deshalb für das Lokalisierungssystem nicht sichtbar.
- Aufgrund der schärferen Darstellung, des größeren Blickfeldes und aus Gründen des Strahlenschutzes wird der Bildverstärker üblicherweise nahe am Patienten eingesetzt. Es ist somit während der Aufnahme der Röntgenbilder wahrscheinlich, dass eine dort befestigte Trackervorrichtung gleichzeitig mit einem eventuell am Patienten befestigten Referenztracker für das Lokalisierungssystem sichtbar ist. Durch diese räumlich kompakte Konstellation der Tracker wird darüber hinaus ein Lokalisierungsfehler abgeschwächt, der durch die Hebelwirkung bei Verwendung eines Referenztrackers entsteht.
- Es wird die Kombination der Trackervorrichtung mit dem Kalibrierkörper für die Verzeichnungskorrektur in einer gemeinsamen Einheit ermöglicht. Dies erlaubt eine schnelle und einfache Montage der gesamten Vorrichtung am bzw. Entfernung vom C-Bogen und ist deshalb von hoher Relevanz für die praktische Anwendung.

Für die weitere Verwendung des vom Lokalisierungssystem für den C-Bogen gelieferten Koordinatensystems  $KS_{BV}$  wird dieses mit einem für die Bildaufnahme relevanten Koordinatensystem in Bezug gesetzt. Im Falle des Bildverstärkers ist dies die Bildebene, die in der Ebene der Verzeichnungsmarken angenommen wird, da mittels der in Kapitel 4 beschriebenen Verfahren der Verzeichnungskorrektur das Bild an diese Marken angepasst wird. Das Koordinatensystem der Bildebene ist somit im Koordinatensystem des Kalibrierphantoms  $KS_{Kalib}$  bekannt und wird ohne Beschränkung der Allgemeinheit zu diesem identisch angenommen.

Die Transformation von  $KS_{BV}$  in  $KS_{Kalib}$ , d.h. die Lage der Marken des Kalibrierkörpers bezüglich des verfolgten Koordinatensystems, muss vor einer Kalibrierung bekannt sein.



**Abbildung 5.3:** Darstellung der für die Kalibrierung einer C-Bogenanlage relevanten Koordinatensysteme. Die gelben, blauen und roten Pfeile repräsentieren die X-, Y- und Z-Achse der Koordinatensysteme.

Zur Bestimmung dieser Transformation bieten sich folgende Möglichkeiten an:

- Die Marken oder dedizierte Abtastpunkte, deren Koordinaten in  $KS_{Kalib}$  bekannt sind, werden mittels des 3D-Lokalisierungssystems relativ zu dem Koordinatensystem des Bildverstärkers  $KS_{BV}$  abgetastet und mit den 3D-Informationen aus dem Modell des Kalibrierkörpers durch eine *Paired-Point-Registrierung*<sup>2</sup> in Übereinstimmung gebracht.
- Die Marken des Kalibrierkörpers und die vom Lokalisierungssystem verfolgten Positionsgeber (IR-LEDs oder Reflektorkugeln) werden in einem gemeinsamen Koordinatensystem vermessen bzw. in diesem gefertigt. Das Lokalisierungssystem kann dann so konfiguriert werden, dass es direkt die Lage von  $KS_{Kalib}$  bestimmt.

Aufgrund der durch das 3D-Lokalisierungssystem bedingten Ungenauigkeiten, insbesondere auch wegen der Verwendung zweier Tracker in Serie beim Abtasten der Marken (das Zeigerinstrument wird relativ zu  $KS_{BV}$  verfolgt), ist die letztere Möglichkeit der Ersten vorzuziehen.

$KS_{BV}$  kann nicht direkt für die Lage der Kamera verwendet werden, da sich bei Anwendung des Lochkamera-Modells auf einen C-Bogen der Ursprung des Koordinatensystems  $KS_{Kamera}$  in der Strahlenquelle befindet.  $KS_{BV}$  muss somit noch geeignet verschoben werden. Dazu ist die Kenntnis der Projektionsgeometrie von Bedeutung, die in dem nun folgenden Abschnitt bestimmt wird.

Abb. 5.3 zeigt die für die Kalibrierung einer C-Bogenanlage relevanten Koordinatensysteme in Bezug zu den entsprechenden Objekten der realen Welt.

<sup>2</sup>Das Problem der Bestimmung einer 3D-Transformation aus korrespondierenden Punktpaaren ist auch als „Absolute Orientation Problem“ [LEF95] oder „Orthogonal Procrustes Problem“ [HHH01] bekannt. [LEF95] bietet eine Übersicht über verschiedene, nicht-iterative Lösungsverfahren hierzu.

## 5.3 Bestimmung der intrinsischen Parameter

Die Bestimmung der in Abschnitt 5.1 beschriebenen intrinsischen Parameter  $c_x$ ,  $c_y$  und  $f$  geschieht durch die Analyse der auf die Bildebene projizierten Positionen der Marken eines Kalibrierkörpers mit bekannter Geometrie.

Der Kalibrierkörper kann sich dabei an verschiedenen Positionen im Strahlengang befinden bzw. am C-Bogen befestigt sein:

- Befestigung an der Strahlenquelle
- Variabel innerhalb des Strahlengangs
- Befestigung am Bildverstärker

Die ersten beiden Möglichkeiten haben dabei den Nachteil, dass sich der Kalibrierkörper bezüglich der Bildebene sowohl rotatorisch als auch translatorisch bewegt und damit neben den eigentlichen Parametern für die Projektion noch eine zusätzliche Transformation bestimmt werden muss.

Die dritte Möglichkeit bietet darüber hinaus aber auch entscheidende Vorteile für die Praxis:

- Da sich der Kalibrierkörper für die Projektionsgeometrie an einer bekannten Lage bezüglich der Bildebene befindet, resultieren daraus sehr einfache und robuste Algorithmen.
- Durch den größeren Abstand von der Strahlenquelle werden die Marken schärfer abgebildet und können damit genauer detektiert werden.
- Alle für die Kalibrierung nötigen Hardware-Komponenten – sowohl zur Bestimmung der Projektionsgeometrie als auch der Verzeichnungskorrektur – können kompakt in einer gemeinsamen Einheit zusammengefasst werden, die am Bildverstärker befestigt wird. Damit wird der nötige Aufwand zur Vorbereitung eines C-Bogens für die intraoperative Navigation minimiert.

Aufgrund dieser Eigenschaften wird für die folgenden Betrachtungen eine Befestigung am Bildverstärker angenommen. Es muss deshalb für die intrinsischen Projektionsparameter nur die Position des Fokuspunktes  $\vec{c} = (c_x, c_y, c_z)^T = (c_x, c_y, -f)^T$  bezüglich des Koordinatensystems der Bildebene  $\text{KS}_{\text{Kalib}}$  bestimmt werden.

Für die Bestimmung dieser Parameter wird zunächst eine Markendetektion durchgeführt und die detektierten Positionen den Projektionsmarken  $P = \{\vec{p}_1, \vec{p}_2, \dots, \vec{p}_{|P|}\}$  zugeordnet, so dass eine Menge an Tupeln  $(\vec{p}_i, \vec{p}'_i)$  einer Projektionsmarke  $\vec{p}_i = (p_{ix}, p_{iy}, p_{iz})^T$  mit korrespondierender Projektion  $\vec{p}'_i = (p'_{ix}, p'_{iy}, p'_{iz})^T$  entsteht. Dabei ist  $\vec{p}'_i$  zu einem 3D-Punkt im  $\text{KS}_{\text{Kalib}}$  erweitert, d.h.  $p'_{iz} = 0$ , da diese Punkte sich auf der Bildebene  $z = 0$  befinden. Abb. 5.4 veranschaulicht diese Situation.

Da das Bild bereits entzerrt wurde und sich damit im Koordinatensystem des Kalibrierkörpers  $\text{KS}_{\text{Kalib}}$  befindet, kann die Markenzuordnung mit einer einfachen Suche nach dem nächsten Nachbarn wie in 3.1.2 beschrieben erfolgen.

### 5.3.1 Lineare Berechnung der Projektionsgeometrie nach Faugeras und Toscani

Mittels des in [FT86, Fau93, DG97, FP03] beschriebenen Verfahrens ist die Bestimmung der gesuchten Parameter  $f$ ,  $c_x$  und  $c_y$  über ein lineares Gleichungssystem möglich. [LYJ02] verwendet diese Methode zur Kalibrierung einer C-Bogen-Röntgenvorrichtung.

Das Verfahren ist dabei in der Lage, aus sechs Korrespondenzen zwischen Modellpunkten und projizierten

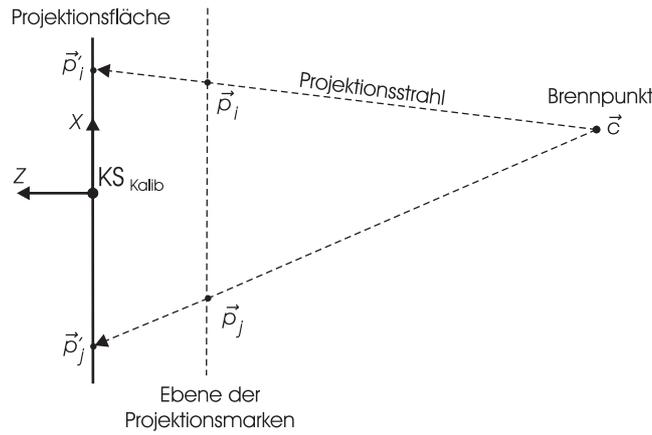


Abbildung 5.4: Markenordnung zur Bestimmung des Brennpunktes  $\vec{c}$  in einer Ansicht von oben.

Punkten gleichzeitig die intrinsischen Parameter<sup>3</sup> und die Lage des Kalibrierkörpers bezüglich der Kamera zu bestimmen. Letztere Information ist für diese Arbeit redundant, da aufgrund des speziellen Designs des verwendeten Kalibrierkörpers diese Lage bereits bekannt ist. Diese Eigenschaft kann als Nebenbedingung zur Überprüfung der Ergebnisse herangezogen werden, d.h. eine berechnete Projektionsgeometrie wird verworfen, wenn eine signifikante Abweichung von den bekannten Werten besteht.

Besser ist es jedoch, die Nebenbedingungen direkt in die Berechnungen einfließen zu lassen. Dies erlaubt eine Reduktion der Anzahl der zu bestimmenden Parameter und so eine Stabilisierung und Beschleunigung des Verfahrens.

Ausgangspunkt sind dabei die Gleichungen (5.1). Da diese aber nur für Punkte im Koordinatensystem der Kamera  $KS_{\text{Kamera}}$  gelten, muss der zu projizierende Punkt vor der Projektion noch in dieses transformiert werden. Aufgrund der Verwendung des Lochkamera-Modells, bei dem die Koordinatensysteme des Bildes und der Kamera aneinander ausgerichtet sind, reicht hier eine einfache Translation um den Vektor  $-\vec{c} = (-c_x, -c_y, -c_z)^T = (-c_x, -c_y, f)^T$  aus, um die Kamera in den Ursprung zu schieben. Es gilt somit:

$$p'_{ix} = \frac{f \cdot (p_{ix} - c_x)}{p_{iz} + f} + c_x, \quad p'_{iy} = \frac{f \cdot (p_{iy} - c_y)}{p_{iz} + f} + c_y \quad (5.2)$$

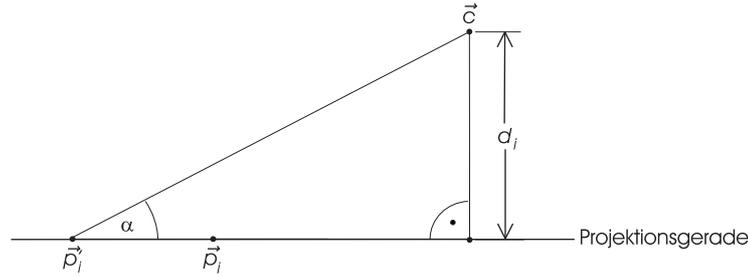
Durch Auflösen nach den gesuchten Parametern  $f$ ,  $c_x$  und  $c_y$  ergibt sich in Matrixschreibweise

$$\begin{pmatrix} p_{ix} - p'_{ix} & p_{iz} & 0 \\ p_{iy} - p'_{iy} & 0 & p_{iz} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} f \\ c_x \\ c_y \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} p'_{ix} p_{iz} \\ p'_{iy} p_{iz} \end{pmatrix} \quad (5.3)$$

Dieses Gleichungssystem kann auf einfache Weise auf  $n$  Korrespondenzen erweitert werden:

$$\begin{pmatrix} p_{1x} - p'_{1x} & p_{1z} & 0 \\ p_{1y} - p'_{1y} & 0 & p_{1z} \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ p_{nx} - p'_{nx} & p_{nz} & 0 \\ p_{ny} - p'_{ny} & 0 & p_{nz} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} f \\ c_x \\ c_y \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} p'_{1x} p_{1z} \\ p'_{1y} p_{1z} \\ \dots \\ p'_{nx} p_{nz} \\ p'_{ny} p_{nz} \end{pmatrix} \quad (5.4)$$

<sup>3</sup>Es werden neben  $f$ ,  $c_x$  und  $c_y$  auch das Breite/Höhe-Verhältnis (engl. *aspect-ratio*) und die Schiefe (*skewness*) der Projektion bestimmt. Diese Eigenschaften der Projektion werden in den Gleichungen (5.1) des Lochkamera-Modells ignoriert, d.h. für das *aspect-ratio* wird 1 und für *skewness* 0 angenommen. Diese Vereinfachung ist möglich, da das Bild nach Anwendung der Verfahren aus Abschnitt 4 zur Bildverzerrung an ein rechtwinkliges Gitter mit quadratischen Pixeln angepasst ist.



**Abbildung 5.5:** Berechnung des Abstandes  $d_i$  zwischen dem effektiven Brennpunkt  $\vec{c}$  und der durch  $\vec{p}_i$  und  $\vec{p}'_i$  bestimmten Gerade.

Mittels dieses Systems können nun die gesuchten Parameter bei mindestens zwei Korrespondenzen über die Lösung eines überbestimmten linearen Gleichungssystems gefunden werden, wobei die Methode der Normalgleichung bzw. eine QR-Zerlegung verwendet werden kann [HS02].

### 5.3.2 Die lineare Methode von Gremban

Ein weiterer Ansatz zur Bestimmung der intrinsischen Parameter für die Modellierung der Projektionseigenschaften ist die Methode von Gremban [GTK88], die ebenfalls in [LYJ02] für die Kalibrierung einer C-Bogen-Röntgenvorrichtung verwendet wird.

Die Grundannahme für dieses Verfahren ist, dass alle Projektionsstrahlen bei idealer Projektion, d.h. ohne den Einfluss von Fehlern, wie z.B. Rauschen während der Bildaufnahme, mit dem Brennpunkt  $\vec{c}_{ideal}$  einen gemeinsamen Schnittpunkt besitzen. Dieser wird in der Realität aber aufgrund von unvermeidbaren Ungenauigkeiten in der Markendetektion und auch durch die räumliche Ausdehnung des Brennpunktes in optischen Systemen nicht existieren, so dass stattdessen ein effektiver Brennpunkt  $\vec{c}$  gesucht wird, der die Abstände zu den Projektionsstrahlen in einem *Least-Squares*-Sinne minimiert.

Dies unterscheidet sich von der zuvor vorgestellten Methode von Faugeras und Toscani [FT86] und ihrer Vereinfachung in Abschnitt 5.3.1, in der über die Normalgleichung eine Lösung gefunden wird, die den Residualfehler des aufgestellten linearen Gleichungssystems minimiert. Die Methode von Gremban besitzt somit eine intuitivere, geometrische Interpretation.

Von zentraler Bedeutung für dieses Verfahren ist die Berechnung des Abstandes  $d_i$  zwischen dem gesuchten effektiven Brennpunkt  $\vec{c}$  und der durch den Modellpunkt  $\vec{p}_i = (p_{ix}, p_{iy}, p_{iz})^T$  und seiner Projektion in die Bildebene  $\vec{p}'_i = (p'_{ix}, p'_{iy}, p'_{iz} = 0)^T$  gegebenen Projektionsgeraden. Wie in Abb. 5.5 deutlich wird, ergibt sich aufgrund der Eigenschaften rechtwinkliger Dreiecke für die gesuchte Distanz  $d_i = |\vec{c} - \vec{p}'_i| \sin(\alpha)$ .

Da für das Kreuzprodukt  $|\vec{a} \times \vec{b}| = |\vec{a}||\vec{b}| \sin(\alpha)$  mit dem Winkel  $\alpha$  zwischen den Vektoren  $\vec{a}$  und  $\vec{b}$  gilt [BS91], ergibt sich für  $d_i$ :

$$d_i = \frac{|(\vec{c} - \vec{p}'_i) \times (\vec{p}_i - \vec{p}'_i)|}{|\vec{p}_i - \vec{p}'_i|} = |(\vec{c} - \vec{p}'_i) \times \vec{r}_i| \quad (5.5)$$

mit dem normalisierten Richtungsvektor  $\vec{r}_i$  der Gerade durch die Punkte  $\vec{p}_i$  und  $\vec{p}'_i$

$$\vec{r}_i = (r_{ix}, r_{iy}, r_{iz})^T = \frac{(p_{ix} - p'_{ix}, p_{iy} - p'_{iy}, p_{iz} - p'_{iz})^T}{|\vec{p}_i - \vec{p}'_i|} \quad (5.6)$$

Die Summe  $D$  der Quadrate der einzelnen Distanzen  $d_i$  über alle Projektionsgeraden

$$D = \sum_{i=1 \dots |P|} d_i^2 \quad (5.7)$$

wird minimiert, indem nach den gesuchten Parametern, den Komponenten des Fokuspunktes  $\vec{c} = (c_x, c_y, c_z)^T$ , abgeleitet wird und die Ableitungen gleich Null gesetzt werden. Dies führt zu einem linearen Gleichungssystem der Form (der Index der Summensymbole  $i$  läuft dabei von 1 nach  $|P|$ )

$$\begin{pmatrix} \sum(r_{iy}^2 + r_{iz}^2) & -\sum r_{ix}r_{iy} & -\sum r_{ix}r_{iz} \\ -\sum r_{ix}r_{iy} & \sum(r_{ix}^2 + r_{iz}^2) & -\sum r_{iy}r_{iz} \\ -\sum r_{ix}r_{iy} & -\sum r_{iy}r_{iz} & -\sum(r_{ix}^2 + r_{iy}^2) \end{pmatrix} \begin{pmatrix} c_x \\ c_y \\ c_z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \sum(r_{iz}k_{i2} - r_{iy}k_{i3}) \\ \sum(r_{ix}k_{i3} - r_{iz}k_{i1}) \\ \sum(r_{iy}k_{i1} - r_{ix}k_{i2}) \end{pmatrix} \quad (5.8)$$

mit den Hilfsvariablen

$$\begin{aligned} k_{i1} &= p'_{iz}r_{iy} - p'_{iy}r_{iz} \\ k_{i2} &= p'_{ix}r_{iz} - p'_{iz}r_{ix} \\ k_{i3} &= p'_{iy}r_{ix} - p'_{ix}r_{iy} \end{aligned} \quad (5.9)$$

Die Lösung des Gleichungssystems (5.8) liefert den gesuchten, effektiven Fokuspunkt  $\vec{c}$ .

### 5.3.3 Nichtlineare Methode mittels der Minimierung des Projektionsfehlers

Eine weitere Variante zur Bestimmung der intrinsischen Parameter basiert auf der direkten Minimierung des Abstandes der detektierten Marken  $\vec{p}'_i$  zu den in Abhängigkeit von  $f$ ,  $c_x$  und  $c_y$  ideal projizierten Marken  $\vec{p}_i$ .

D.h. es wird eine von  $f$ ,  $c_x$  und  $c_y$  abhängige Fehlerfunktion

$$E(f, c_x, c_y) = \sum_{i=1}^{|P|} \left( \left( \frac{f \cdot (p_{ix} - c_x)}{p_{iz} + f} + c_x - p'_{ix} \right)^2 + \left( \frac{f \cdot (p_{iy} - c_y)}{p_{iz} + f} + c_y - p'_{iy} \right)^2 \right) \quad (5.10)$$

definiert, welche die Summe der quadrierten Fehler (d.h. Abstände) zwischen den mit  $f$ ,  $c_x$  und  $c_y$  projizierten Modellpunkten  $\vec{p}_i$  zu den korrespondierenden tatsächlichen Projektionen  $\vec{p}'_i$  misst.

Wie in [Bra99] beschrieben, kann die Fehlerfunktion  $E$  durch Verfahren zur mehrdimensionalen numerischen Optimierung [PTVF93] bzw. zur *Least-Squares*-Anpassung durch den Algorithmus von *Levenberg-Marquardt* [Mas95] minimiert werden. Durch die folgenden Umformungen ist es jedoch auch möglich, das Problem auf eine eindimensionale Minimierung entlang der  $f$ -Komponente zurückzuführen, wodurch sich eine stabilere und schnellere Bestimmung der Projektionsgeometrie ergibt.

Mit Hilfe der Abkürzung  $h_i = \frac{f}{p_{iz} + f}$  kann (5.10) einfacher geschrieben werden:

$$E(f, c_x, c_y) = \sum_{i=1}^{|P|} \left( (h_i p_{ix} + (1 - h_i)c_x - p'_{ix})^2 + (h_i p_{iy} + (1 - h_i)c_y - p'_{iy})^2 \right) \quad (5.11)$$

Für die weiteren Berechnungen werden nun  $f$  und damit die  $h_i$  zunächst als konstant angenommen. Das Minimum dieser Funktion liegt dann bei den Nullstellen der 1. Ableitung nach  $c_x$  und  $c_y$ :

$$\frac{\partial E}{\partial c_x} = \sum_i 2(h_i p_{ix} + (1 - h_i)c_x - p'_{ix})(1 - h_i) = 0 \quad (5.12)$$

$$\frac{\partial E}{\partial c_y} = \sum_i 2(h_i p_{iy} + (1 - h_i)c_y - p'_{iy})(1 - h_i) = 0 \quad (5.13)$$

Durch Auflösen nach  $c_x$  und  $c_y$  ergibt sich:

$$c_x = \frac{\sum_i (p'_{ix} - h_i p_{ix})(1 - h_i)}{\sum_i (1 - h_i)^2}, \quad c_y = \frac{\sum_i (p'_{iy} - h_i p_{iy})(1 - h_i)}{\sum_i (1 - h_i)^2} \quad (5.14)$$

Es ist somit möglich, für eine vorgegebene Brennweite  $f$  optimale Werte für  $c_x$  und  $c_y$  in einer geschlossenen Form zu berechnen.  $f$  kann mittels einer eindimensionalen Optimierung – z.B. der Auswertung von  $E$  an diskreten Positionen innerhalb eines vorgegebenen Suchbereichs – bestimmt werden.

Indem als derartiger Suchbereich ein plausibles, nicht triviales Intervall – d.h. nur wenige Millimeter breit – um die vom Hersteller der C-Bogenanlage angegebene Distanz zwischen Strahlenquelle und Detektor des Bildverstärkers ausgewählt wird, ist es möglich, *a-priori*-Information in die Bestimmung der Projektionsgeometrie mit einfließen zu lassen und so deren Ergebnisse zu stabilisieren. Dieser Ansatz wird in dem nun folgenden Abschnitt 5.4 im Vergleich zu den übrigen Verfahren evaluiert.

## 5.4 Vergleich der Methoden zur Bestimmung der intrinsischen Parameter

Um eine Entscheidung für eine der vorgestellten Methoden treffen zu können, ist eine Bewertung hinsichtlich ihrer für die Praxis relevanten Eigenschaften nötig. Dabei sind vor allem die folgenden Punkte von Interesse:

- Wie robust sind die Algorithmen gegenüber den Ungenauigkeiten innerhalb der Markendetektion bzw. Messfehlern in der Geometrie des Kalibrierkörpers?
- Wo müssen die Marken für eine optimale Kalibrierung platziert sein? (d.h. Abstand zur Bildebene und Anordnung der Marken)
- Wie viele Marken sind für eine robuste Bestimmung der Projektionsgeometrie nötig?

Die Behandlung dieser Fragestellungen wirft bei Experimenten an einem realen C-Bogen Probleme auf. Es ist z.B. nicht möglich, viele verschiedene Kalibrierkörper zu testen, da diese speziell gefertigt und vermessen werden müssen. Darüber hinaus ist auch die tatsächliche Projektionsgeometrie nicht bekannt, so dass die Qualität der Algorithmen auf diese Weise nur schwer quantifizierbar ist.

Die in den folgenden Abschnitten aufgeführten Experimente basieren deshalb auf einer Simulationsumgebung, in der mittels zufälliger Werte für  $f$ ,  $c_x$  und  $c_y$  die Marken  $\vec{p}_i$  eines virtuellen Kalibrierkörpers projiziert werden. Der jeweilige Fokuspunkt  $\vec{c} = (c_x, c_y, c_z)^T$  wird dabei gleichverteilt in einer Kugel mit Mittelpunkt bei  $(0 \text{ mm}, 0 \text{ mm}, -880 \text{ mm})^T$  und Radius 10 mm ausgewählt und entspricht dabei den typischen Werten eines realen C-Bogens.

Die projizierten Punkte  $\vec{p}'_i$  zusammen mit den Modellmarken  $\vec{p}_i$  liefern dann korrespondierende Punkt-paare, die als Eingabe der Algorithmen für die Bestimmung der Projektionsgeometrie dienen können. Durch den Vergleich der von den Algorithmen ermittelten Projektionsgeometrien  $\vec{c}' = (c'_x, c'_y, c'_z)^T$  mit der vollständig bekannten, für die Erzeugung der  $\vec{p}'_i$  verwendeten Geometrie  $\vec{c}$  können quantitative Aussagen bezüglich der Güte der Verfahren getroffen werden. Konkret werden die folgenden beiden Maße berechnet:

- Fehler in der XY-Komponente:  $E_{XY}(\vec{c}', \vec{c}) = \sqrt{(c'_x - c_x)^2 + (c'_y - c_y)^2}$
- Fehler in der Z-Komponente:  $E_Z(\vec{c}', \vec{c}) = |c'_z - c_z|$

Innerhalb der Simulationsumgebung werden jeweils 10 000 Durchläufe mit unterschiedlichen Fokuspunkten durchgeführt, um durchschnittliche Werte für diese Fehler für eine bestimmte Markenanordnung zu ermitteln. Daneben ist es auch möglich, gezielt einzelne Parameter der Konfiguration zu variieren, um so den Einfluss dieser auf die Fehler zu erfassen. Abb. 5.6 zeigt die dabei möglichen Freiheitsgrade.

Für die nicht variierten Parameter kommen in den Experimenten in Abschnitt 5.4.2 die Werte aus der Tabelle 5.1 zum Einsatz. Diese basieren auf den Parametern eines existierenden Kalibrierkörpers oder

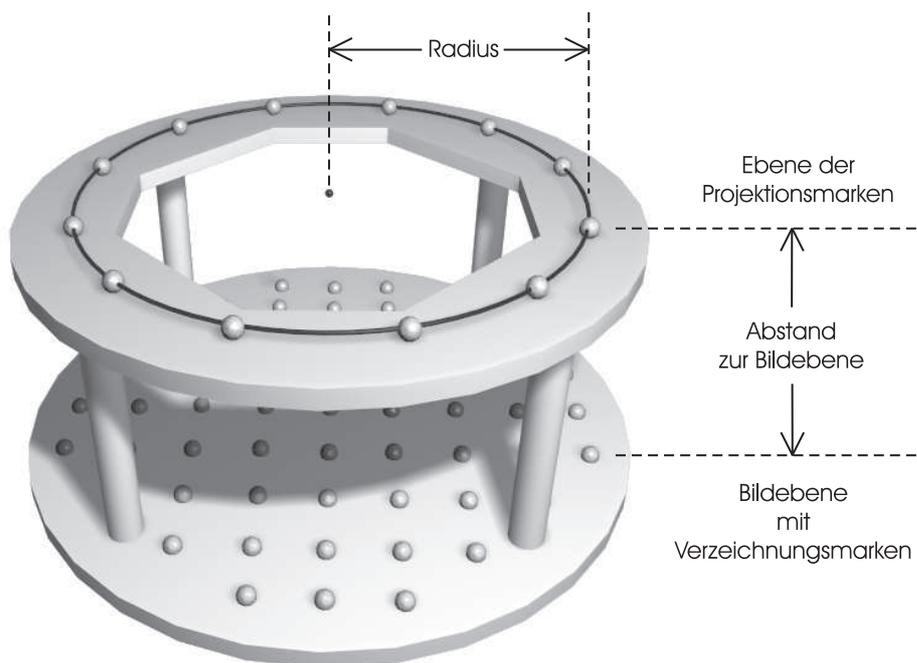


Abbildung 5.6: Schematische Darstellung der einstellbaren Parameter der Simulationsumgebung zur Anordnung der Projektionsmarken.

| PARAMETER                                | WERT    |
|--|---------|
| Anzahl der Marken                        | 24      |
| Abstand der Marken zur Projektionsfläche | 65 mm   |
| Radius der Markenanordnung               | 65 mm   |
| Rauschen der Markendetektion             | 0,15 mm |

Tabelle 5.1: Grundeinstellung der Parameter der Simulationsumgebung.

sind, wie im Fall der Standardabweichung des Rauschens in der Markendetektion, empirisch ermittelt.

Tabelle 5.2 zeigt die im Folgenden verwendeten Bezeichner der einzelnen Methoden mit einer kurzen Beschreibung.

### 5.4.1 Auswirkung eines Fehlers in der Bestimmung der Projektionsgeometrie

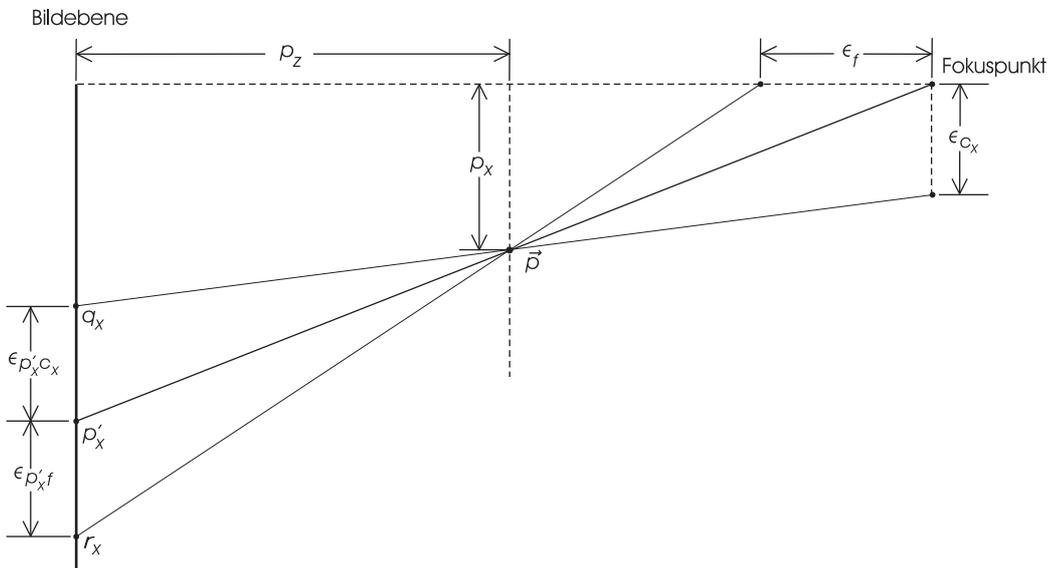
Die Simulationsumgebung liefert die durchschnittlichen Fehler in der Bestimmung der  $X$ -,  $Y$ - und  $Z$ -Komponente des durch die Algorithmen bestimmten Fokuspunktes zu der tatsächlichen Position. Um die Ergebnisse für die verschiedenen Verfahren bezüglich deren Anwendbarkeit in einem intraoperativen Navigationssystem beurteilen zu können, sollen in diesem Abschnitt zunächst die Auswirkungen derartiger Fehler auf die Projektion von 3D-Objekten in das Bild näher betrachtet werden.

Ausgangspunkt der Überlegungen ist eine numerische Fehleranalyse für die Projektion eines bezüglich der Bildaufnahme­fläche vorgegebenen 3D-Punktes  $\vec{p}$  – z.B. die Spitze eines imaginären Zeigerinstruments – und dessen scheinbare Bewegung im projizierten Bild, die durch die Fehler  $\epsilon_{c_x}$  und  $\epsilon_f$  der Projektionsgeometrie entsteht<sup>4</sup>. Die beiden Fehler werden dabei isoliert betrachtet. Abb. 5.7 zeigt diese geometrische

<sup>4</sup>Wegen dem gleichartigen Aufbau der Gleichungen in (5.2) für  $c_x$  und  $c_y$  wird auf eine detaillierte Betrachtung von  $\epsilon_{c_y}$  ohne Beschränkung der Allgemeinheit verzichtet.

| VERFAHREN                            | BESCHREIBUNG   |
|--------------------------------------|--|
| Linear (Faugeras)                    | Lineare Bestimmung mittels des Verfahrens aus Abschnitt 5.3.1.   |
| Linear (Gremban)                     | Lineare Bestimmung nach Gremban aus Abschnitt 5.3.2.   |
| Nichtlinear                          | Nichtlineare Minimierung des Projektionsfehlers aus Abschnitt 5.3.3.   |
| Nichtlinear, $f$ in [865 mm; 895 mm] | Nichtlineare Minimierung des Projektionsfehlers aus Abschnitt 5.3.3. Die Brennweite $f$ ist auf den Bereich 880 mm $\pm$ 15 mm beschränkt. |
| Nichtlinear, $f = 880$ mm konstant   | Nichtlineare Minimierung des Projektionsfehlers aus Abschnitt 5.3.3 für $c_x$ und $c_y$ . Die Brennweite $f$ ist konstant bei 880 mm.      |

**Tabelle 5.2:** Beschreibung der evaluierten Verfahren zur Bestimmung der Projektionsgeometrie.



**Abbildung 5.7:** Überblick über die für die Fehleranalyse verwendete, geometrische Konstruktion.

Konstruktion für die Fehleranalyse mit den im Folgenden verwendeten Bezeichnungen in der Übersicht.

Für die  $X$ -Komponente der Projektion  $\vec{p}' = (p'_x, p'_y)^T$  des Punktes  $\vec{p} = (p_x, p_y, p_z)^T$  gilt nach (5.2)

$$p'_x = \frac{f \cdot (p_x - c_x)}{f + p_z} + c_x \quad (5.15)$$

Unter dem Einfluss der Fehler  $\epsilon_{c_x}$  und  $\epsilon_f$  ergeben sich stattdessen die fehlerbehafteten Projektionen  $q_x$  und  $r_x$

$$q_x = \frac{f \cdot (p_x - c_x - \epsilon_{c_x})}{f + p_z} + c_x + \epsilon_{c_x} \quad (5.16)$$

$$r_x = \frac{(f + \epsilon_f) \cdot (p_x - c_x)}{f + \epsilon_f + p_z} + c_x \quad (5.17)$$

Die Subtraktion der Gleichung (5.15) von (5.16) liefert nun den Fehler in der Projektion  $\epsilon_{p'_x c_x}$  in

Abhängigkeit von  $\epsilon_{c_x}$ :

$$\epsilon_{p'_x c_x} = \frac{f \cdot (p_x - c_x - \epsilon_{c_x})}{f + p_z} + c_x + \epsilon_{c_x} - \left( \frac{f \cdot (p_x - c_x)}{f + p_z} + c_x \right) = \frac{p_z}{f + p_z} \cdot \epsilon_{c_x} \quad (5.18)$$

Ein analoges Vorgehen ergibt für den Fehler  $\epsilon_{p'_x f}$  bezüglich  $\epsilon_f$ :

$$\epsilon_{p'_x f} = \frac{p_z}{f + p_z} \cdot \frac{p_x - c_x}{f + \epsilon_f + p_z} \cdot \epsilon_f \quad (5.19)$$

Die beiden Gleichungen (5.18) und (5.19) enthalten den Faktor  $\frac{p_z}{f+p_z}$ , mit dem die Fehler  $\epsilon_{c_x}$  und  $\epsilon_f$  in die Projektion übertragen werden. Dieser entspricht bei einem  $p_z = -250$  mm von der Bildfläche entfernten Objekt und einem C-Bogen mit einer Brennweite von  $f = 880$  mm etwa dem Wert  $-0,4$ .

Der in (5.19) zusätzlich einfließende Faktor  $\frac{p_x - c_x}{f + \epsilon_f + p_z}$  ist proportional zum Abstand des projizierten Punktes  $\vec{p}$  von der optischen Achse und besitzt eine Nullstelle bei  $p_x = c_x$ , d.h. für Punkte auf der optischen Achse resultiert keine Verstärkung des Fehlers. Weiterhin ist  $p_x - c_x$  im Betrag beschränkt, da  $p_x$  nicht einen beliebig großen Abstand von der optischen Achse einnehmen kann, ohne den Bildaufnahmebereich zu verlassen.

Es ergibt sich bei einem für die Bildgebung relevanten Detektorradius von ca. 70 mm in der Ebene  $p_z = -250$  mm für  $p_x$  ein Intervall von etwa  $[-50$  mm;  $50$  mm], wenn für die Brennweite  $f = 880$  mm verwendet wird. Im Randbereich des Strahlungskegels wirkt in diesem Beispiel somit ein Abschwächungsfaktor von ca. 0,03 für  $e_f$ , unter der Annahme, dass  $|f + p_z| \gg |e_f|$ .

Aus diesen Beispielwerten lässt sich ableiten, dass die Fehler während der Projektion im Allgemeinen verkleinert werden. Insbesondere der Fehler  $\epsilon_f$  wird stark abgeschwächt, so dass große Fehler in der Bestimmung der Brennweite nicht unbedingt zu großen Ungenauigkeiten führen müssen.

Da umgekehrt die scheinbare Bewegung einer starren Markenordnung in der Projektion bei verschiedenen Fokuspunkten für die Bestimmung der Projektionsgeometrie verwendet wird, ist zu erwarten, dass die Brennweite  $f$  um eine Größenordnung schlechter als die Werte für  $c_x$  und  $c_y$  zu ermitteln ist. Dies ist eine direkte Folge der starken Abschwächung von  $\epsilon_f$ , da dies bedeutet, dass Informationen über die Brennweite kaum in der Projektion erfassbar sind.

Durch Auflösen der Gleichungen (5.18) und (5.19) nach  $\epsilon_{c_x}$  und  $\epsilon_f$  ergeben sich die Gleichungen (5.20) und (5.21), mit deren Hilfe Schwellwerte für die maximalen Beträge der Fehler angegeben werden können, bei denen der Betrag des Fehlers in der Projektion einen vorgegebenen Wert nicht überschreitet.

$$\epsilon_{c_x} = \frac{(f + p_z) \cdot \epsilon_{p'_x c_x}}{p_z} \quad (5.20)$$

$$\epsilon_f = \frac{(f + p_z)^2 \cdot \epsilon_{p'_x f}}{p_z \cdot (p_x - c_x) - \epsilon_{p'_x f} \cdot (f + p_z)} \quad (5.21)$$

Die Tabelle 5.3 bietet eine Übersicht über diese Schwellwerte bei einigen ausgewählten Schranken für den Fehler in der Projektion. Die Variablen der Fehlerformeln (5.20) und (5.21) sind dabei wieder  $p_x = 50$  mm,  $p_z = -250$  mm und  $f = 880$  mm.

Bei den Werten in Tabelle 5.3 ist zu beachten, dass die einzelnen Fehlerquellen isoliert betrachtet werden. So ist die angegebene Genauigkeit in der Projektion bei einer Wahl von  $\epsilon_f$  nicht garantiert, da noch der Fehler in  $\epsilon_{c_x}$ , der Fehler in der Bestimmung der externen Parameter der Kamera und weitere, im Gesamtsystem vorhandene Fehlerquellen mit einfließen.

| FEHLER IN PROJEKTION           | $ e_{c_x} $ | $ e_f $  |
|--------------------------------|-------------|----------|
| 1 mm                           | 2,52 mm     | 33,44 mm |
| 0,397 mm                       | 1 mm        | 12,86 mm |
| 0,33 mm (Siremobil-Pixelgröße) | 0,83 mm     | 10,66 mm |
| 0,1 mm                         | 0,252 mm    | 3,16 mm  |
| 0,031 mm                       | 0,08 mm     | 1 mm     |

**Tabelle 5.3:** Abhängigkeit der Fehler in der Bestimmung der Projektionsgeometrie von dem Fehler in der Projektion.

## 5.4.2 Ergebnisse der Simulation

### 5.4.2.1 Radius der Markenordnung

Wenn zwei Marken des Kalibrierkörpers nur eine geringe Entfernung zueinander besitzen, sind ihre zugehörigen Projektionsgeraden bei langen Brennweiten, wie sie innerhalb eines C-Bogen-Systems vorhanden sind, beinahe parallel. Das Problem der Berechnung des Fokuspunktes, der ja den Schnittpunkt dieser Geraden darstellt, ist somit numerisch schlecht konditioniert und es ist deshalb unmittelbar einsehbar, dass ein größerer Radius für die Markenordnung eine genauere Bestimmung des Brennpunktes ermöglicht.

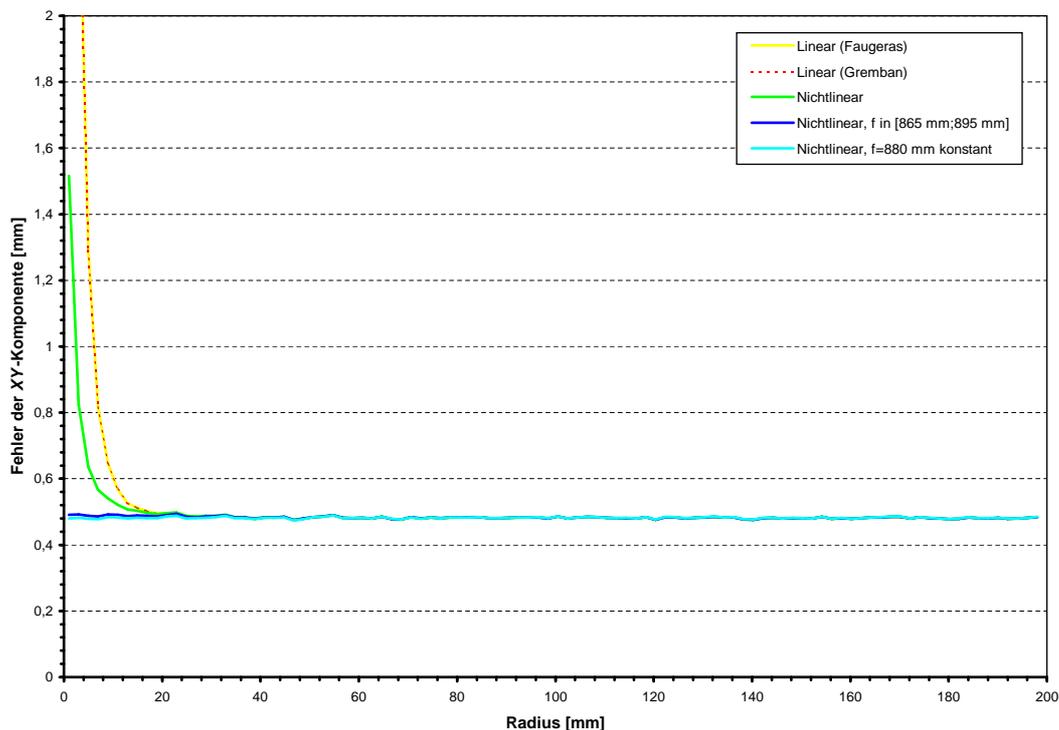
Abbildung 5.8(b) zeigt diesen Sachverhalt deutlich für den Fehler der  $Z$ -Komponente während in Abbildung 5.8(a) der Fehler für die  $XY$ -Komponente bis auf sehr kleine Radien annähernd konstant bleibt und auch zwischen den einzelnen Verfahren kein signifikanter Unterschied festzustellen ist.

Dies folgt auch aus den Gleichungen (5.20) und (5.21) des vorherigen Abschnitts. Der Fehler in der  $X$ -Komponente  $e_{c_x}$  in (5.20) ist dabei unabhängig von dem Wert von  $p_x$ , der dem Radius der Markenordnung entspricht. In (5.21) befindet sich der entsprechende Term  $p_x - c_x$  im Nenner und verringert so den Verstärkungsfaktor mit steigendem Abstand von  $p_x$  von der optischen Achse.

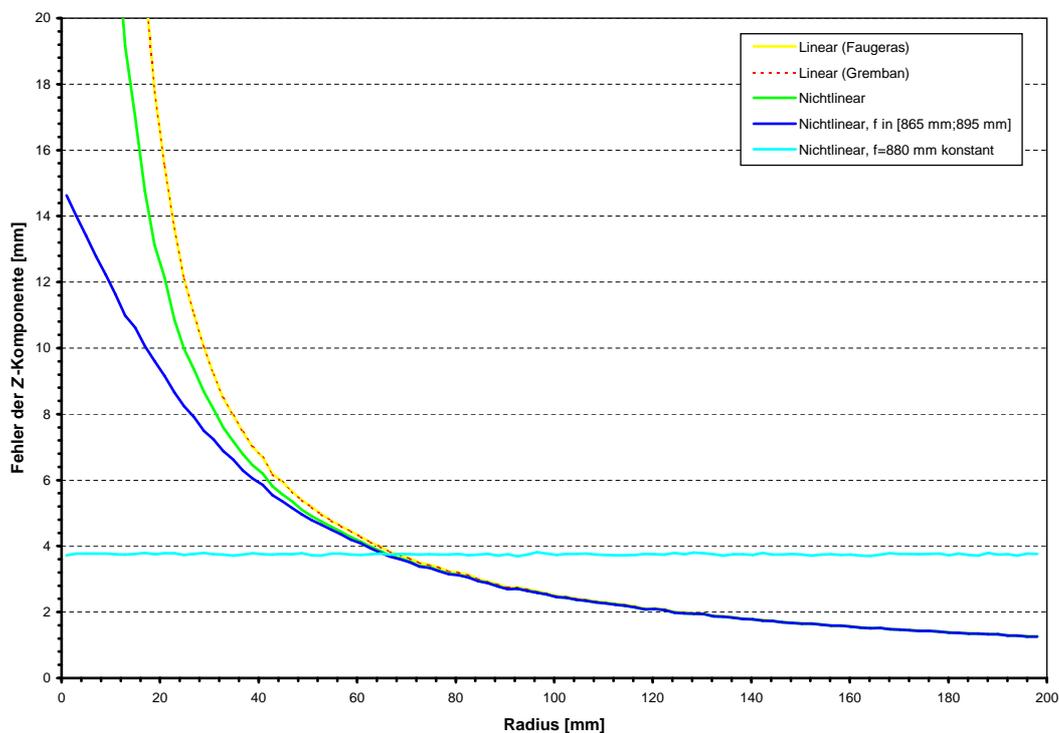
Die Forderung nach einer Maximierung des Radius der Markenordnung lässt sich gut mit den Anforderungen der Praxis in Einklang bringen, da durch eine Platzierung der Marken am Rand des Bildes weniger von der untersuchten anatomischen Struktur, die sich üblicherweise in der Bildmitte befindet, verdeckt wird. Auch sinkt durch die weiträumigere Verteilung der Marken die Wahrscheinlichkeit, dass ein signifikanter Anteil der Projektionsmarken durch eine großflächige Verdeckung, z.B. durch ein Metallteil des Operationstisches, nicht sichtbar ist.

Allerdings ist die Maximierung des Radius beschränkt durch konstruktive Gegebenheiten des C-Bogens. Zum einen sollte eine ausreichende Anzahl an Marken – auch bei verschiedenen Aufnahmerichtungen – im Bild vorhanden sein, daneben sind im Randbereich der Bilder Rauschen und Verzeichnung am stärksten ausgeprägt und dadurch auch die Ungenauigkeiten in der Markendetektion am größten. Eine weitere Beschränkung für den Radius ist durch die Anordnung der Marken zur Korrektur der Verzeichnung (vgl. Kapitel 4) gegeben. Der Radius darf nicht so groß gewählt werden, dass die Projektionsmarken außerhalb des durch die Verzeichnungsmarken abgedeckten Bereichs abgebildet werden, die Verzeichnung an dieser Stelle also nicht mehr interpoliert, sondern bereits extrapoliert wird.

Abb. 5.8(b) zeigt auch, dass die  $Z$ -Komponente erst ab einem Radius von ca. 68 mm präziser als bei einer fest vorgegebenen Brennweite  $f = 880$  mm bestimmt werden kann.



(a) Fehler in der XY-Komponente



(b) Fehler in der Z-Komponente

**Abbildung 5.8:** Abhängigkeit der durchschnittlichen Fehler in den ermittelten Fokuspunkten vom Radius der Markenordnung. Aufgegliedert in den Fehler in der XY-Komponente (a) und in der Z-Komponente (b).

### 5.4.2.2 Anzahl der Marken

Durch die Erhöhung der Anzahl der Marken kann der Einfluss der Ungenauigkeiten der Markendetektion vermindert werden, sofern diese nicht auf einem systematischen Fehler beruhen, d.h. der Mittelwert der von der Markendetektion für eine Marke gelieferten Positionen annähernd deren tatsächlichen Position entspricht.

Dies kann nach den Experimenten in Kapitel 3 dann angenommen werden, wenn die Röntgenbilder keine teilweise Verdeckung der Marken aufweisen und vom Effekt der Vignettierung mit Hilfe der in Abschnitt 3.2.1 beschriebenen Technik zur Vorverarbeitung der Bilder bereinigt sind.

Abb. 5.9(a) und 5.9(b) zeigen die Reduktion der durchschnittlichen Fehler sowohl für die  $XY$ - als auch die  $Z$ -Komponente im Bereich von 2 bis zu 80 Projektionsmarken. Weitere Marken sind in der Praxis aus Platzgründen nicht möglich, um nicht zu viel vom eigentlichen Bildinhalt zu verdecken und noch eine robuste Detektion einzelner Marken zu erlauben.

Beim Fehler in der  $XY$ -Komponente verhalten sich die Verfahren bis auf geringe Rundungsfehler weitestgehend gleichartig. Ähnlich zu der Situation in Abschnitt 5.4.2.1 ist im Vergleich zu einer festen Vorgabe von  $f = 880$  mm eine Bestimmung der Brennweite erst ab ca. 25 Marken sinnvoll.

### 5.4.2.3 Abstand zur Projektionsfläche

Ein für die Praxis wichtiger Parameter des Kalibrierkörpers ist seine räumliche Ausdehnung, vor allem in Richtung zur Strahlenquelle. Zu große, sperrige Kalibrierkörper schränken die Bewegungsfreiheit während des operativen Eingriffes ein, erfordern eine größere Entfernung der Bildfläche des C-Bogens vom Patienten und bewirken dadurch ein kleineres Blickfeld für die Aufnahmen.

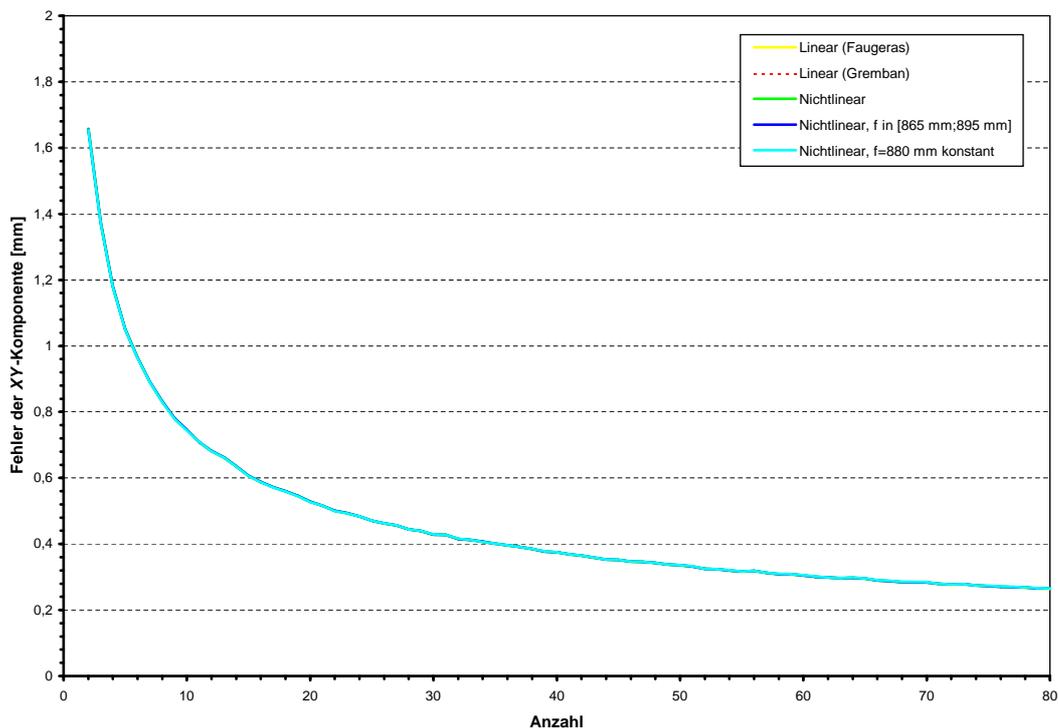
Wären die Ebenen der Projektionsmarken und der Marken zur Verzeichnungskorrektur sehr nahe zueinander, so wäre der Kalibrierkörper annähernd flach und seine Anwendung würde die Bewegungsfreiheit gegenüber eines nicht für die Navigation vorbereiteten C-Bogens kaum einschränken. Der Abstand der Projektionsmarken von der Bildfläche wirkt sich somit direkt negativ auf die Anwendbarkeit in der Praxis aus und die Minimierung dieser Ausdehnung ist deshalb von großer Bedeutung.

Wie die Abbildungen 5.10(a) und 5.10(b) zeigen, sollte für eine stabile Bestimmung der Projektionsgeometrie der Abstand jedoch möglichst groß sein. Es ist somit eine Abwägung zwischen der geforderten Genauigkeit und der Ausdehnung des Kalibrierkörpers zu treffen. Da der Fehler ab einer Ausdehnung  $> 50$  mm nur noch langsam absinkt, sind für die Praxis Kalibrierkörper mit einer Dicke von 50-70 mm denkbar.

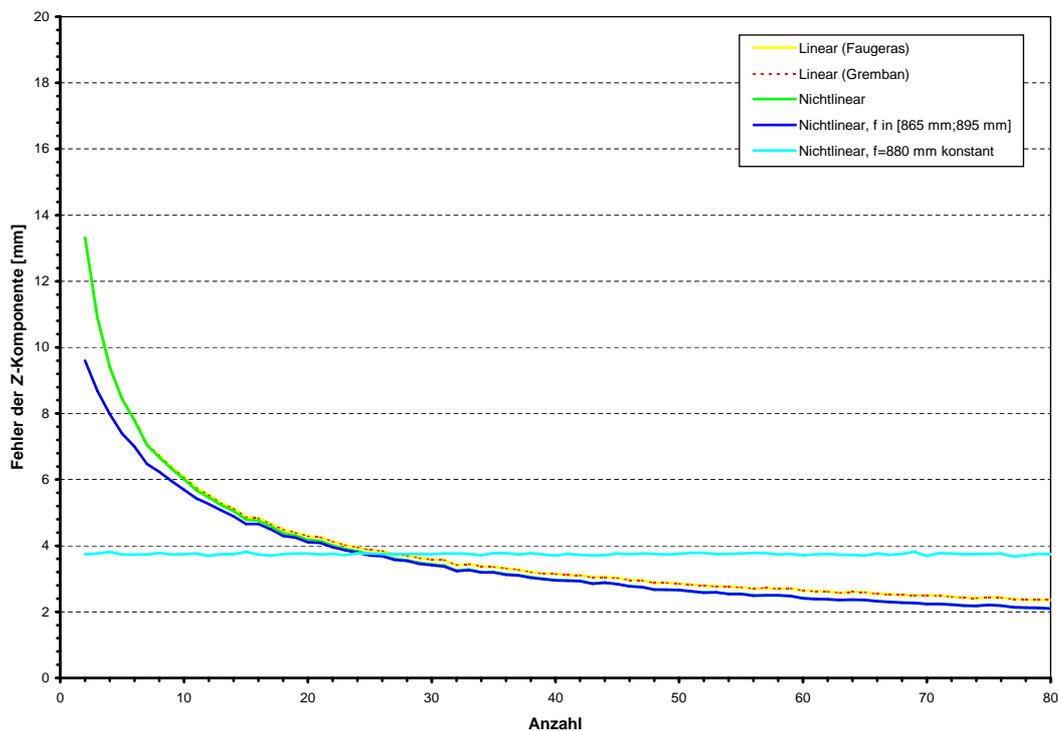
Wie bei den vorangegangenen Experimenten liefert in diesem Bereich die Verwendung einer fest vorgegebenen Brennweite vergleichbare Resultate gegenüber der individuellen Bestimmung für ein Röntgenbild und die einzelnen Verfahren unterscheiden sich kaum hinsichtlich des Fehlers in der  $XY$ -Komponente.

### 5.4.2.4 Rauschen in der Markendetektion

Die Abweichungen zwischen den Positionen der projizierten und detektierten Marken ist die eigentliche Ursache für die Fehler in der Bestimmung der  $XY$ - und  $Z$ -Komponente des Fokuspunktes. In einer idealisierten Situation mit einer fehlerfreien Detektion der Marken des Kalibrierkörpers und einer Modellgeometrie ohne Messungenauigkeiten, liefern alle vorgestellten Verfahren – außer der nichtlinearen Bestimmung mit fester Brennweite – den korrekten Fokuspunkt, wie die Abb. 5.11(a) und 5.11(b) im Ursprung der Diagramme zeigen.

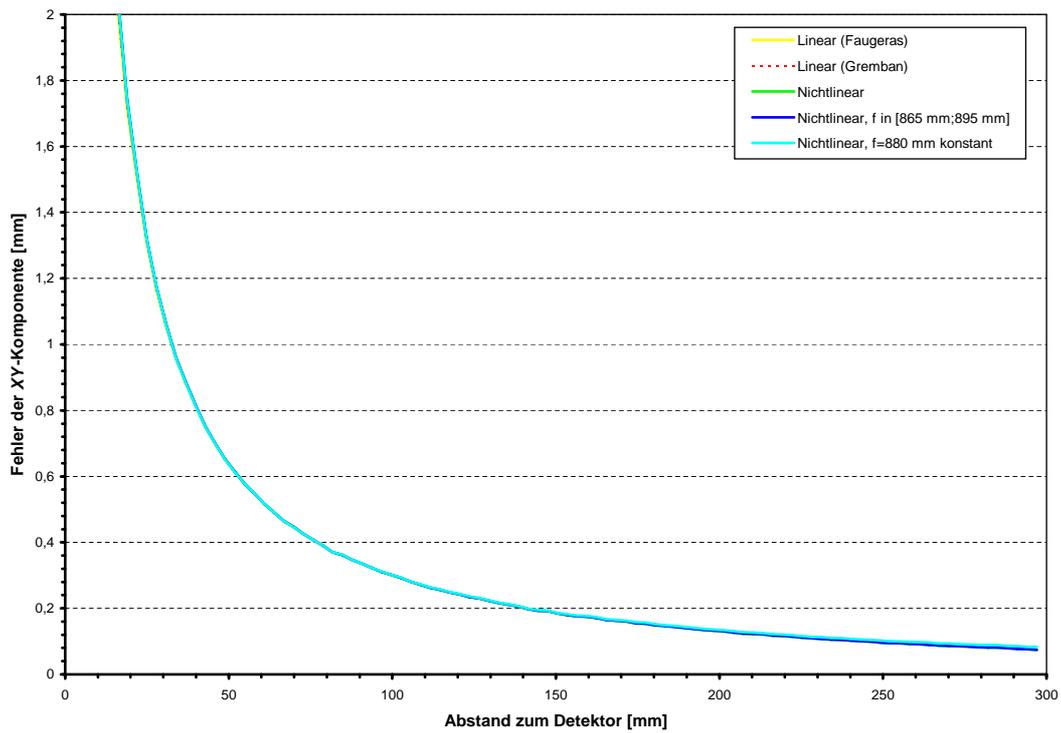


(a) Fehler in der XY-Komponente

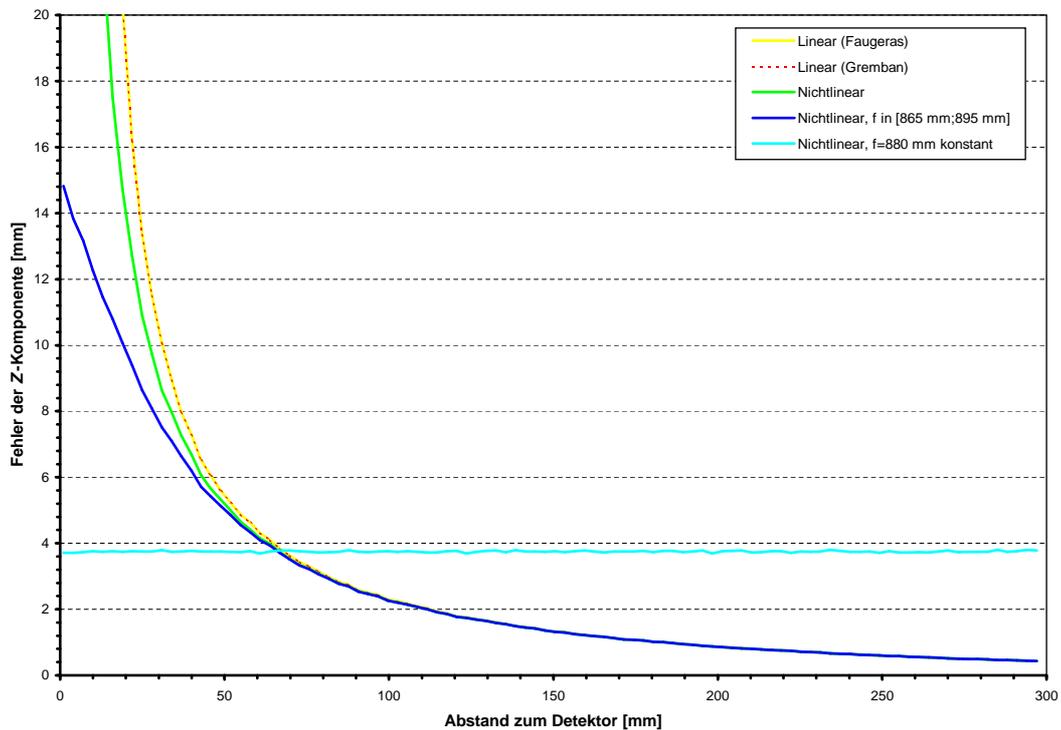


(b) Fehler in der Z-Komponente

**Abbildung 5.9:** Abhängigkeit der durchschnittlichen Fehler in den ermittelten Fokuspunkten von der Anzahl der Marken. Aufgegliedert in den Fehler in der XY-Komponente (a) und in der Z-Komponente (b). In (a) unterscheiden sich die Werte der verschiedenen Verfahren kaum und werden auf annähernd dieselbe Kurve abgebildet.



(a) Fehler in der XY-Komponente



(b) Fehler in der Z-Komponente

**Abbildung 5.10:** Abhängigkeit der durchschnittlichen Fehler in den ermittelten Fokuspunkten vom Abstand der Marken von der Projektionsfläche. Aufgegliedert in den Fehler in der XY-Komponente (a) und in der Z-Komponente (b). In (a) unterscheiden sich die Werte der verschiedenen Verfahren kaum und werden auf annähernd dieselbe Kurve abgebildet.

Mit steigender Standardabweichung des Rauschens zeigt sich ein starker Anstieg. In der Praxis ist der überwiegende Teil des auftretenden Rauschens nicht vermeidbar, lediglich die Genauigkeit während der Fertigung bzw. bei der Vermessung des Kalibrierkörpers kann beeinflusst werden. Aus Kostengründen ist jedoch eine Genauigkeit unter 0,05 mm wirtschaftlich nicht sinnvoll.

Während die vorgestellten Verfahren für die  $XY$ -Komponente des Fehlers ein gleichartiges Verhalten zeigen, sind bei der  $Z$ -Komponente die nichtlinearen Varianten im Vorteil. Allerdings ist hier – vor allem auch bei stärkerem Rauschen – eine fest vorgegebene Brennweite sinnvoller als die individuelle Bestimmung für ein Röntgenbild.

### 5.5 Zusammenfassung

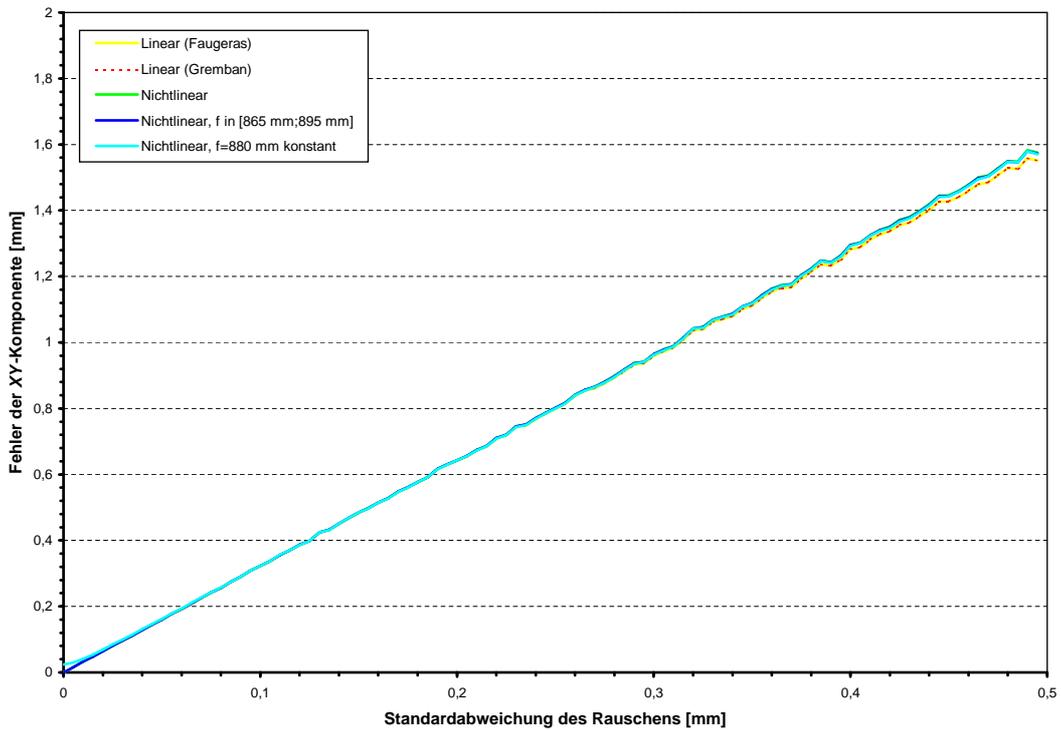
In diesem Kapitel wurden drei konzeptionell unterschiedliche Verfahren zur Bestimmung der Projektionsgeometrie auf der Basis von Korrespondenzen von 3D-Punkten und ihren Projektionen vorgestellt und mit Hilfe einer Simulationsumgebung bewertet.

Alle Verfahren sind in der Lage, die zur Bildebene parallelen Komponenten  $c_x$  und  $c_y$  der Projektionsgeometrie präzise zu bestimmen. Die Ergebnisse der Verfahren sind bei diesen Komponenten trotz unterschiedlicher Ansätze praktisch identisch.

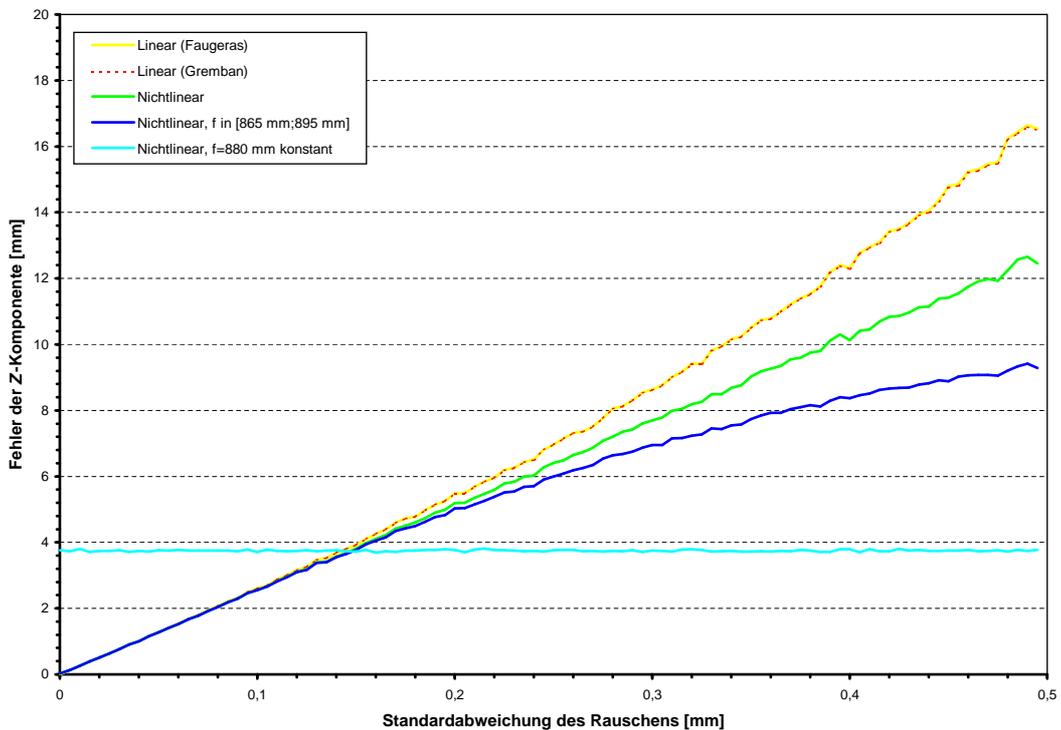
Die Bestimmung der Komponente entlang der Blickrichtung des Kameramodells – der Brennweite  $f$  – ist aufgrund ungünstiger geometrischer Bedingungen durch den großen Abstand zwischen Strahlenquelle und Detektorfläche und der daraus resultierenden, schwach ausgeprägten Perspektive deutlich schwieriger. Im Rahmen der für die Praxis relevanten Intervalle der Simulationsparameter scheint hier die Verwendung eines fest vorgegebenen, z.B. aus den Angaben des Herstellers entnommenen Wertes für die Brennweite günstiger als die individuelle Berechnung für jedes Röntgenbild.

Die in Abschnitt 5.4.1 mittels einer theoretischen Fehleranalyse ermittelten Grenzwerte für eine subpixelgenaue Navigation bezüglich der Komponenten des Kameramodells werden von allen untersuchten Verfahren für realistische Werte der Simulationsparameter eingehalten.

Bezüglich des Aufbaus der für die Bestimmung der Projektionsgeometrie verwendeten Komponente des Kalibrierkörpers zeigten die Ergebnisse der Simulation, dass eine möglichst große Anzahl an Marken und ein großer Radius der Markenordnung anzustreben ist. Daneben verringert auch ein größerer Abstand des Marken von der Projektionsfläche die Fehler, wobei dies jedoch den Anforderungen für den praktischen Einsatz widerspricht. Sinnvoll und möglich sind hier Abstände im Bereich von 50-70 mm.



(a) Fehler in der XY-Komponente



(b) Fehler in der Z-Komponente

**Abbildung 5.11:** Abhängigkeit der durchschnittlichen Fehler in den ermittelten Fokuspunkten von der Stärke eines zu den projizierten Markenpositionen addierten normalverteilten Rauschens. Aufgegliedert in den Fehler in der XY-Komponente (a) und in der Z-Komponente (b).

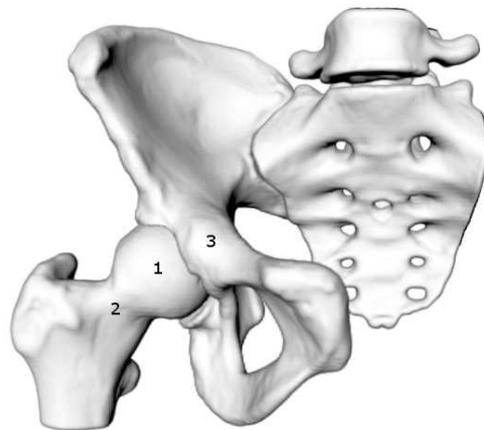


## Kapitel 6

# Einfache Navigationsanwendungen

### 6.1 Anwendungsfälle

Mittels der in den Kapiteln 2 bis 5 beschriebenen Techniken zur Vorbereitung eines C-Bogens für die intraoperative Navigation sind bereits einfache medizinische Anwendungen möglich. Dieses Kapitel beschreibt in den Abschnitten 6.1.1 und 6.1.2 zwei Szenarien aus dem Kontext der Orthopädie zur Behandlung von Krankheiten des proximalen Femurs – des zum Hüftgelenk gehörigen Anteils des Oberschenkelknochens (siehe Abb. 6.1).



**Abbildung 6.1:** Proximaler Femur mit Hüftkopf (*Caput femoris*) 1 und dem Schenkelhals (*Collum femoris*) 2. Der Hüftkopf sitzt in der Gelenkpfanne (*Acetabulum*) des Hüftbeins (*Os coxae*) 3.

Die dabei in der Praxis auftretenden, speziellen Problemstellungen während der operativen Therapie werden in 6.2 behandelt. Lösungsansätze mittels des im Rahmen dieser Arbeit entwickelten intraoperativen Navigationssystems werden in 6.3 vorgestellt und in 6.4 anhand von Experimenten an anatomischen Präparaten evaluiert.

#### 6.1.1 Aseptische Knochennekrose des Hüftkopfs bei Erwachsenen

Aseptische Knochennekrosen [Tho97] sind Erkrankungen, bei denen lokal begrenzte Areale der Knochenstruktur absterben, ohne dass ein entzündlicher Prozess hervorgerufen durch eine Infektion mit Erregern – wie Viren oder Bakterien – vorliegt. Als Gründe für den Gewebstod werden Durchblutungsstörungen und

eine unzureichende Versorgung des Knochens mit Nährstoffen angesehen. Bei erwachsenen Patienten ist ein Zusammenhang mit Verletzungen der Hüfte, Gefäßerkrankungen und Alkoholmissbrauch erkennbar.

Neben Wirbelkörpern oder den Knochen des Fußes, ist eine häufige Lokalisation der Hüftkopf. Da das abgestorbene Knochengewebe an Festigkeit verliert, kommt es dabei zu Einbrüchen der Knochenoberfläche und dadurch zu einer Verformung des Hüftkopfes. Diese führt im weiteren Verlauf zu einem Verschleiß des Gelenkes, der den Ersatz mittels eines künstlichen Hüftgelenks erfordern kann.

Ein möglicher Ansatz zur Therapie ist es, die erkrankte Region des Knochens durch eine Überbohrung zu entfernen, wobei das entstehende Bohrloch rasch mit gefäßreichem Narbengewebe zuwächst. Die Unterstützung dieses Bohrvorgangs mittels eines intraoperativen Navigationssystems, wird in diesem Kapitel beschrieben.

### 6.1.2 Hüftkopflösung bei Jugendlichen (*Epiphysiolysis capitis femoris*)

Bei der *Epiphysiolysis capitis femoris (ECF)* [Tho97] löst sich an der so genannten Epiphysenfuge – der Wachstumsregion bei einem noch nicht voll entwickelten Knochen – der Hüftkopf vom Femur. Dies tritt vor allem während der Wachstumsschübe vor der Pubertät auf, wenn das neu gebildete Gewebe an der Epiphysenfuge noch nicht ausreichend stabil ist. Betroffen sind aufgrund der stärkeren mechanischen Belastung dieser Region häufig auch übergewichtige Jugendliche. Jungen leiden ebenfalls häufiger an einer Hüftkopflösung als Mädchen. Abb. 6.2 zeigt Röntgenbilder des Hüftkopfes eines an *ECF* erkrankten Patienten.

Unbehandelt entwickelt sich bei dieser Erkrankung ein hinkender Gang und im weiteren Verlauf aufgrund von Fehlbelastungen im Hüftgelenk ein frühzeitiger Verschleiß des Gelenks.

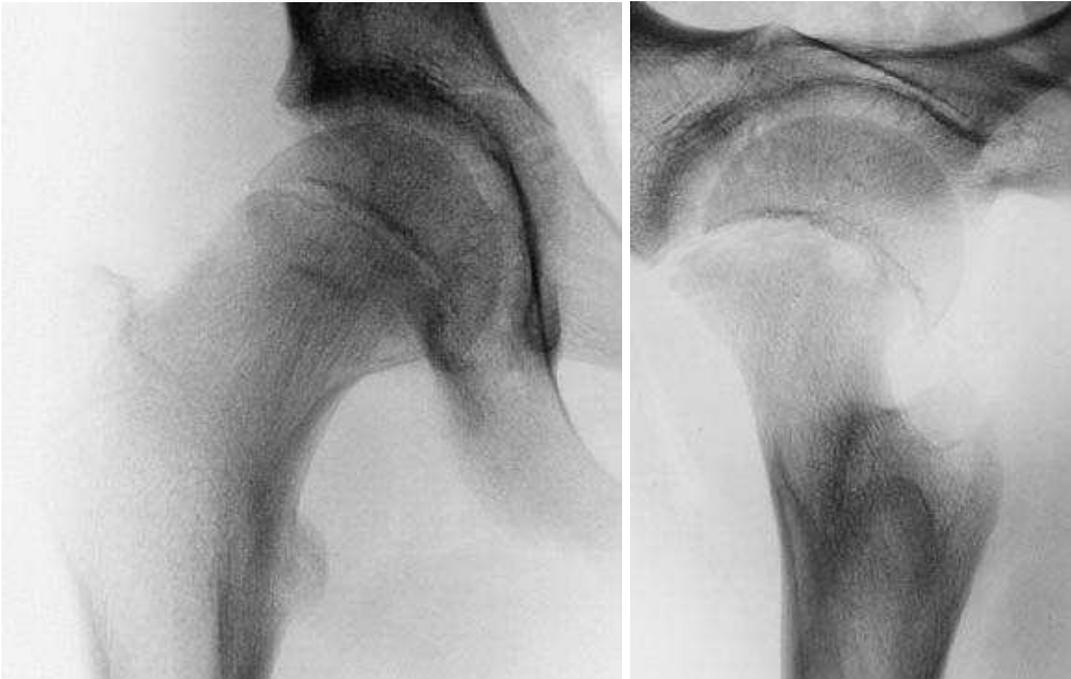
Die Behandlung erfolgt operativ mittels einer Fixierung des Hüftkopfes am Oberschenkel durch so genannte K-Drähte bzw. Schrauben (siehe Abb. 6.3), die von der Außenseite des Oberschenkelknochens durch den Schenkelhals möglichst weit in den Hüftkopf hineinreichend platziert werden. Bei frühzeitiger Diagnose und Behandlung der Erkrankung ist der weitere Verlauf unproblematisch und oben genannte Spätschäden können vermieden werden.

## 6.2 Problemstellungen der Therapie

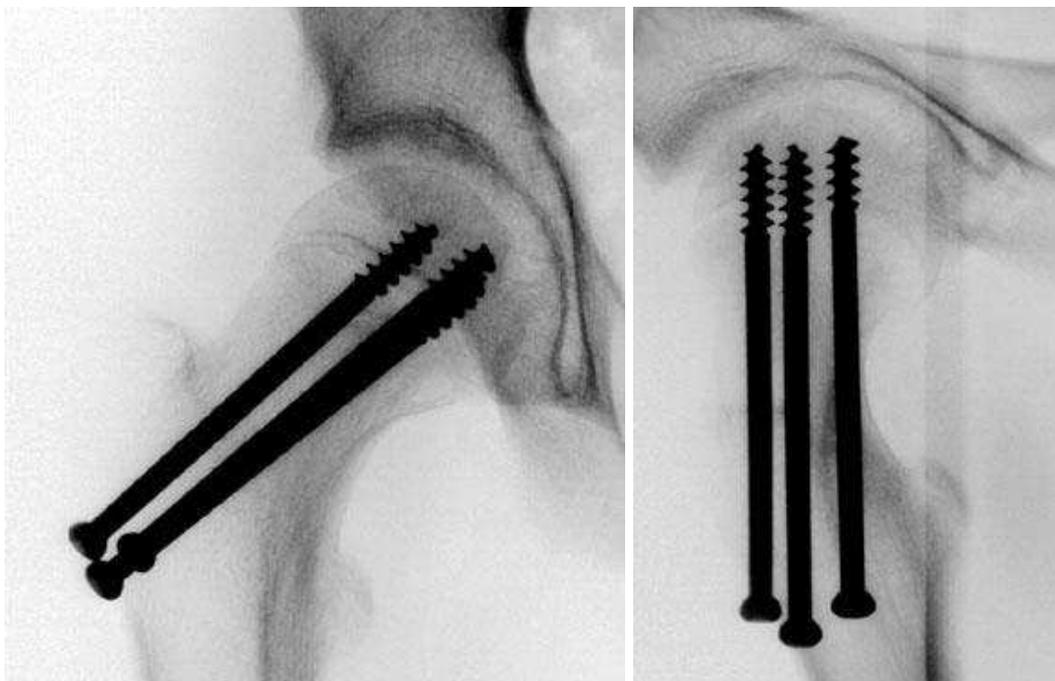
Die operativen Eingriffe zur Behandlung der in 6.1 beschriebenen Krankheitsbilder weisen mit den Bohrungen innerhalb des Hüftkopfes – sei es zum Überbohren des abgestorbenen Gewebes bei der aseptischen Knochennekrose oder zur Platzierung eines K-Drahtes bzw. einer Schraube zur Fixierung des Hüftkopfes bei der *ECF* – eine Gemeinsamkeit auf.

Während der Operation ist nur ein kleiner Teil der Knochenoberfläche sichtbar, so dass die Bohrung unter Durchleuchtung mittels eines C-Bogens stattfindet, wobei in der Regel mehrere Aufnahmen nötig sind, um die Einhaltung der im Folgenden geschilderten Nebenbedingungen zu gewährleisten.

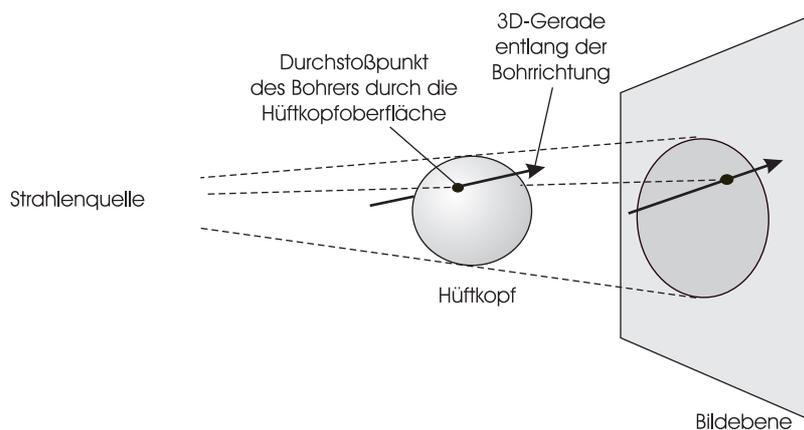
- Bei der aseptischen Knochennekrose muss gezielt das abgestorbene Gewebe überbohrt werden.
- Die Bohrung bzw. die Platzierung des K-Drahtes/der Schraube soll innerhalb des Schenkelhalses erfolgen, um umliegendes Weichgewebe nicht zu schädigen.
- Bei der Behandlung der *ECF* ist eine möglichst langstreckige und gespreizte Einbringung der K-Drähte/Schrauben in den Hüftkopf erwünscht, um die im Hüftgelenk auftretenden Kräfte besser zu verteilen und die Stabilität der Fixierung zu erhöhen.



*Abbildung 6.2: Röntgenbilder einer Hüftkopflösung.*



*Abbildung 6.3: Fixierung des Hüftkopfes aus Abb. 6.2 mittels dreier Schrauben.*



**Abbildung 6.4:** Verdeutlichung der speziellen Problemstellung bei Bohrungen in den Hüftkopf: Der Austrittspunkt der 3D-Geraden entlang der Bohrrichtung befindet sich in der Projektion innerhalb des Hüftkopfs, wodurch es zu Fehlinterpretationen des Röntgenbildes kommt.

- Die unmittelbar auf dem Knochen aufliegende Knorpelschicht des Hüftkopfes darf nicht verletzt werden, da derartige Verletzungen des Knorpels minderwertig heilen und zu frühzeitigem Gelenkverschleiß führen können. Insbesondere ein aus dem Hüftkopf herausragender K-Draht bei der ECF ist fatal, da diese im Patienten verbleiben und dann bei Bewegungen des Beines die Knorpelschicht der Gelenkpfanne zerstören.

Die projektive Bildgebung eines C-Bogens birgt hier die Gefahr von Behandlungsfehlern, da aufgrund der fehlenden räumlichen Tiefe nicht zu entscheiden ist, ob sich der Bohrer vor oder hinter der anvisierten Region befindet. Hinsichtlich der Vermeidung von Verletzungen der Knorpelschicht des Hüftkopfes ergibt sich das zusätzliche Problem, dass in der Projektion nicht unmittelbar erkennbar ist, ob der Bohrer bereits den Hüftkopf durchstößt, da sich das Abbild des Durchstoßpunktes in den Röntgenbildern innerhalb der Projektion des Hüftkopfes befinden kann, wie Abb. 6.4 zeigt.

Um dies zu kompensieren, wird in der Praxis die intraoperative Bildgebung mittels eines nicht navigierten C-Bogens intensiviert eingesetzt, indem nur in kleinen Schritten gebohrt wird und häufig Kontrollbilder aus wechselnden Blickrichtungen aufgenommen werden. Daraus ergibt sich für diese Eingriffe eine erhöhte Strahlenbelastung für den Patienten und das OP-Personal und eine längere Dauer der Operation, zusätzlich zu der Gefahr von Fehldeutungen der Röntgenbilder und dadurch falsch gesetzter K-Drähte bzw. Bohrungen.

### 6.3 Unterstützung durch eine intraoperative Navigation

Um den in Abschnitt 6.2 dargestellten Problemstellungen zu begegnen, bietet sich eine Unterstützung mittels der Anwendung eines intraoperativen Navigationssystems auf Basis eines kalibrierten C-Bogens an, wobei die folgenden Hilfestellungen möglich sind:

- Die aktuelle Position und Richtung des Bohrers kann ohne permanente Durchleuchtung in den Röntgenbildern durch das Einblenden eines 3D-Modells dargestellt werden.
- Es ist möglich mehr als ein Röntgenbild für die Einblendung zu verwenden, wodurch der Wechsel der Aufnahmerichtungen entfällt.
- Da die Blickrichtung und die Projektionsgeometrie der Röntgenbilder bekannt ist, ist es möglich aus einzelnen Bildmerkmalen einfache 3D-Objekte, wie Zielpunkte, Zieltrajektorien oder Kugeln,



*Abbildung 6.5: Referenz-Tracker an einem für die Versuchsreihe in Abschnitt 6.4 bestimmten Knochen.*

zu berechnen und diese zur Unterstützung des Anwenders zu verwenden. Dies wird im Detail in Abschnitt 6.3.3 beschrieben.

- Die Szene der geplanten 3D-Objekte kann während der Navigation dynamisch erweitert werden, z.B. indem an der aktuellen Position des Bohrers ein virtuelles Schrauben-Objekt durch Betätigung eines Fußtasters erstellt wird.

Die folgenden Abschnitte 6.3.1-6.3.4 befassen sich mit den einzelnen Teilschritten zur Implementierung der genannten Unterstützungskonzepte.

#### 6.3.1 Relevante Koordinatensysteme und deren Verfolgung

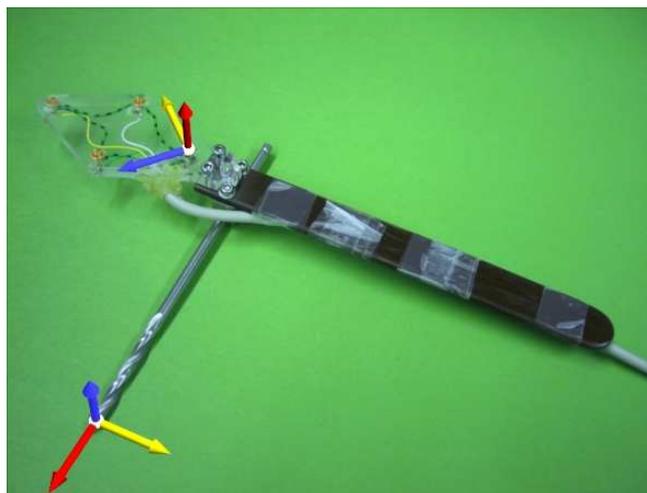
Die Verwendung eines intraoperativen Navigationssystems erfordert die Verfolgung der für die Anwendung relevanten Koordinatensysteme mittels eines 3D-Lokalisierungssystems. Es sind dies im konkreten Fall das Koordinatensystem des Patienten sowie des Bohrinstruments, die in den nun folgenden Abschnitten 6.3.1.1 und 6.3.1.2 dargestellt werden.

##### 6.3.1.1 Koordinatensystem des Patienten

Die vorgestellten Anwendungen benötigen nur eine intraoperative Bildgebung mittels eines C-Bogens, die in einem frei wählbaren Welt-Koordinatensystem – z.B. dem Koordinatensystem des 3D-Lokalisierungssystems – durchgeführt werden kann. Eine zeitintensive und komplizierte Registrierung entfällt, da die Verfahren aus Abschnitt 5 bereits die notwendige räumliche Lage der Bilddaten liefern.

Da während des Eingriffs der Patient bewegt wird und um es dem Anwender zu ermöglichen, die Position der Kamera des 3D-Lokalisierungssystems nach belieben zu verändern – z.B. wenn die aktuelle Situation aus Gründen der Sichtbarkeit aller getrackten Vorrichtungen ein Umstellen der Kamera erfordert –, ist es sinnvoll, das intraoperative Bildmaterial relativ zu einem am Patienten befestigten Koordinatensystem zu akquirieren.

Dazu wird, wie in Abb. 6.5 ersichtlich, eine entsprechende Vorrichtung am zu bearbeitenden Oberschenkelknochen mittels einer zusätzlichen, für den Patienten unproblematischen Bohrung befestigt.



*Abbildung 6.6:* Bohrinstrument mit Koordinatensystem der getrackten Vorrichtung links oben sowie dem eigentlichen Koordinatensystem des Werkzeuges links unten.

### 6.3.1.2 Koordinatensystem des Bohrers

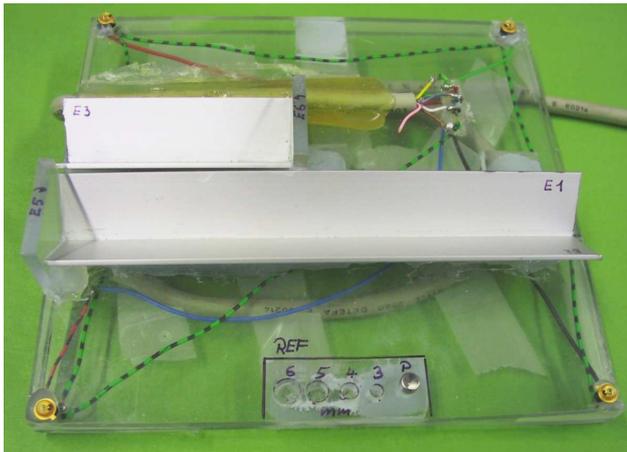
Um die Richtung und die Position des Bohrers während der Navigation in die Röntgenbilder einblenden zu können, ist eine Verfolgung der Bohrachse mittels des 3D-Lokalisierungssystems nötig. Dazu wird eine entsprechende, mit IR-LEDs oder reflektierenden Marken bestückte Vorrichtung an einer speziellen Lehre für den Bohreinsatz befestigt. Die Verfolgung des Bohreinsatzes gegenüber der Bohrmaschine hat den Vorteil, dass das zum Teil enorme Spiel im Bohrfutter nicht als Fehlerquelle mit in die Navigation einfließt.

Wie Abb. 6.6 zeigt, erfordert die Verwendung des Bohrinstruments vorab einen Kalibrierschritt, um das vom 3D-Lokalisierungssystem bestimmte Koordinatensystem mit einem therapeutisch relevanten Koordinatensystem in Verbindung zu bringen, das am Bohreinsatz und dessen Spitze ausgerichtet ist.

Dazu wird in dieser Arbeit der in Abb. 6.7(a) dargestellte, ebenfalls von dem 3D-Lokalisierungssystem verfolgte Kalibrierkörper verwendet, der zwei Ebenen im rechten Winkel sowie eine Abschlussplatte mit bekannter Position besitzt.

Wie in Abb. 6.7(b) ersichtlich, wird der Bohrer für die Kalibrierung in der Anordnung der Ebenen platziert, wobei die Spitze an der Abschlussplatte anliegt. Mittels der zusätzlichen, durch den Anwender vorgegebenen Information über den Durchmesser des Bohrers, kann auf einfache Weise die Lage der Bohrachse relativ zum Koordinatensystem des Kalibrierkörpers berechnet werden. Diese entspricht der Schnittgeraden der entlang ihrer Normalen um den Radius des Bohrers verschobenen Ebenen. Der Schnittpunkt der Abschlussplatte mit der Bohrachse liefert schließlich die Position der Spitze des Bohrers. Eine weitere, einfache Koordinaten-Transformation erlaubt die Umrechnung in das getrackte Koordinatensystem des Instruments.

Mittels zusätzlicher Punkte am Kalibrierkörper, deren 3D-Positionen bekannt sind, kann die gewonnene Kalibrierung validiert werden. Die Kalibrierung wird für die weitere Verwendung verworfen, falls beim Abtasten der Punkte mit der Spitze des Bohrers die Distanz zwischen der durch das 3D-Lokalisierungssystem ermittelten kalibrierten Position und der Position des jeweiligen Punktes einen vorgegebenen Schwellwert überschreitet. In den Versuchen in Abschnitt 6.4 wurde hierfür ein Schwellwert von 1,0 mm verwendet.



(a) Kalibrierkörper für Instrumente



(b) Kalibrierung eines Instruments

**Abbildung 6.7:** Kalibrierkörper für die Kalibrierung von Bohrinstrumenten (a) und seine Anwendung in der Praxis (b).

### 6.3.2 Bildaufnahme

Für die Navigation und zur Planung der Zielobjekte in Abschnitt 6.3.3 werden mindestens zwei Bilder mit unterschiedlichen Aufnahmerichtungen benötigt, um 3D-Informationen zu erfassen. Durch die Verwendung eines intraoperativen Navigationssystems entstehen keine Vorgaben bezüglich spezieller Ansichten, tatsächlich sind einige der vorgestellten Unterstützungen – wie die Planung eines Zielpunktes oder die Approximation des Hüftkopfes – mit beinahe beliebigen Aufnahmerichtungen möglich. Konventionell werden Eingriffe am proximalen Femur jedoch mittels der in Abb. 6.8(a) und 6.8(b) gezeigten Standardansichten durchgeführt. Die Abb. 6.9(a) und 6.9(b) verdeutlichen die Situation während der Aufnahme der Bilder für die in Abschnitt 6.4 beschriebenen Versuchsreihe.

Das erste Röntgenbild in Abb. 6.8(a) zeigt den Knochen in einer Ansicht parallel zur Bildebene, einer so genannten *anterio-posterior (a.p.)*-Aufnahme. Die Aufnahmerichtung des weiteren Bildes in Abb. 6.8(b) wird so gewählt, das es optimal die schmalste Stelle in der Verengung des Schenkelhalses – dem so genannten Schenkelhalsisthmus – zeigt. Beide Ansichten sind annähernd orthogonal zueinander und können relativ einfach durch Pivotieren des Hüftkopfes im Acetabulum aufgenommen werden.

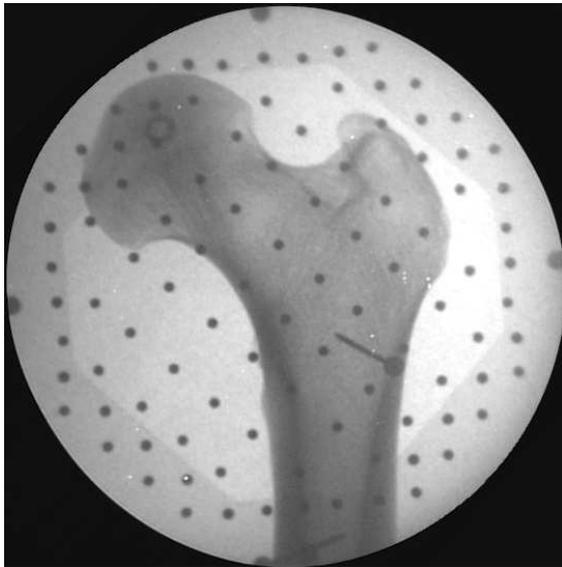
Die Verwendung dieser Aufnahmerichtungen auch während des Einsatzes eines intraoperativen Navigationssystems ist sinnvoll, da der Anwender dadurch nicht mit ungewohnten Ansichten konfrontiert wird und die Röntgenbilder deshalb besser interpretieren kann. Daneben sind diese Aufnahmerichtungen auch so gewählt, dass sich die für den Eingriff relevanten Informationen optimal in den Röntgenbildern abbilden.

Die Röntgenaufnahmen werden mittels der in den Kapiteln 2 bis 5 beschriebenen Verfahren weiter verarbeitet, so dass ein kalibriertes Bild mit einer bekannten Lage relativ zum Patienten vorliegt.

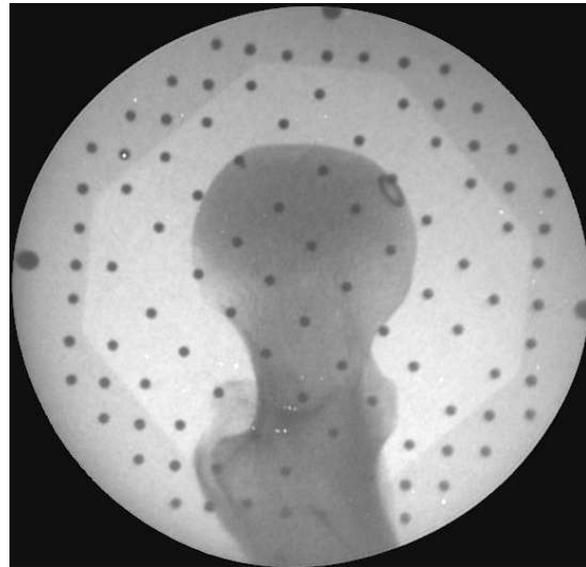
### 6.3.3 Planung

Wenn die Zielregion in beiden Röntgenbildern sichtbar ist, kann diese durch den Anwender mit jeweils einem Punkt markiert werden. Aufgrund der Kalibrierung des C-Bogens entsprechen diesen beiden Punkten zwei bekannte Projektionsgeraden, deren Schnittpunkt<sup>1</sup> die 3D-Position der Zielregion darstellt.

<sup>1</sup>Bzw. ein effektiver Schnittpunkt, der zu beiden Geraden den Abstand minimiert und z.B. mittels der Methode von Gremban in Abschnitt 5.3.2 bestimmt werden kann.

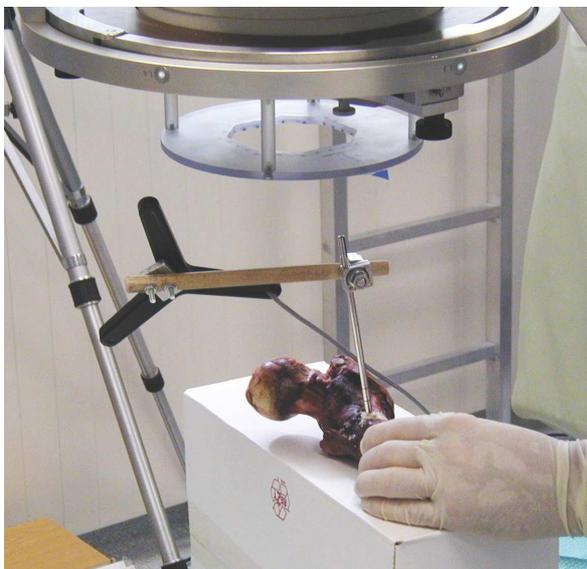


(a) Erstes Röntgenbild: a.p. Aufnahme

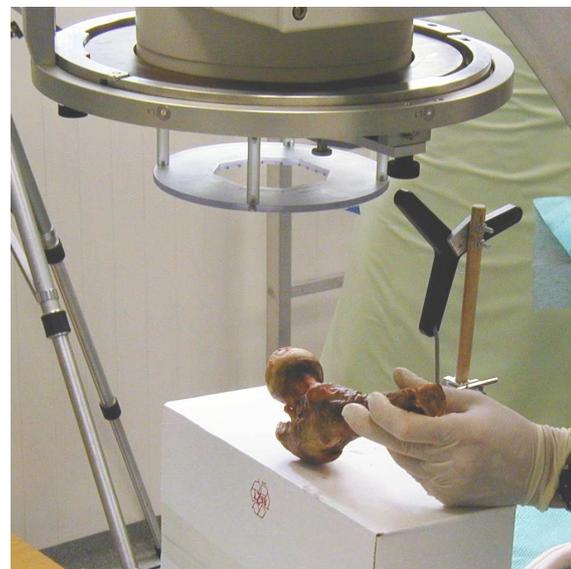


(b) Zweites Röntgenbild: axiale Aufnahme

**Abbildung 6.8:** Standardansichten zur Darstellung des proximalen Oberschenkelknochens.

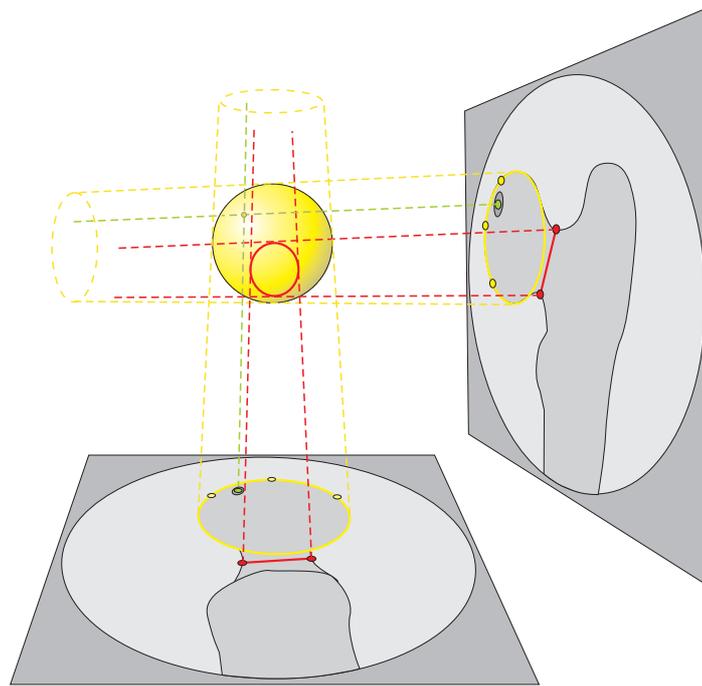


(a) Erstes Röntgenbild: a.p. Aufnahme



(b) Zweites Röntgenbild: axiale Aufnahme

**Abbildung 6.9:** Aufnahme der Standardansichten eines proximalen Femurs für die Versuchsserie in Abschnitt 6.4.



**Abbildung 6.10:** Approximation der für den Eingriff relevanten Strukturen mittels einfacher, aus den Projektionen rekonstruierter Objekte. Gelb: Approximation des Hüftkopfes durch eine Kugel, Grün: Zielpunkt, Rot: Approximation des Schenkelhalsisthmus.

Zwei derartige Punkte ergeben ein 3D-Geradenstück, das als Trajektorie für eine Bohrung verwendet werden kann. Dies ist z.B. für das Setzen von Pedikelschrauben sinnvoll, wenn das Erreichen sowohl einer Position als auch einer bestimmten Richtung für die Anwendung von Bedeutung ist. Bei den Bohrungen zur Behandlung der aseptischen Knochennekrose ist jedoch ein einzelner Zielpunkt ausreichend.

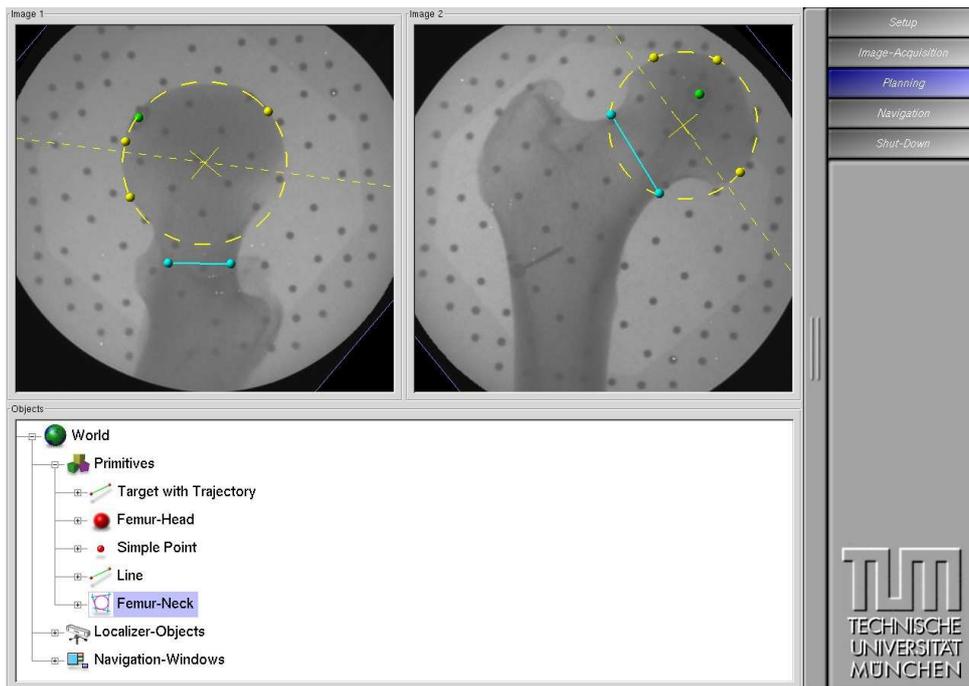
Die Verwendung eines Zielpunktes statt einer Zielgeraden senkt die Anzahl der Freiheitsgrade, die während des Eingriffes vom Anwender eingestellt werden müssen, von fünf (zwei Rotationen und ein 3D-Punkt auf der Geraden) auf nur noch zwei Rotationen. Die Komplexität der Navigation wird dadurch erheblich reduziert.

Für die Approximation des Hüftkopfes kann eine virtuelle Kugel verwendet werden. In beiden Röntgenbildern werden dazu manuell jeweils drei Punkte auf der Kontur der Projektion des Hüftkopfes ausgewählt, durch die eindeutig ein Kreis definiert ist, der den Hüftkopf umschließt. Durch den Schnitt der Projektionsgeraden der Mittelpunkte der Kreise kann der 3D-Mittelpunkt einer Kugel bestimmt werden. Der zugehörige Radius ergibt sich durch die inverse Anwendung der Projektionseigenschaften auf die Radien der beiden Kreise in den Röntgenbildern.

Die Approximation des Hüftkopfes durch eine Kugel ist plausibel, da das Hüftgelenk drei rotatorische Freiheitsgrade aufweist, so dass die Gelenkfläche aus geometrischen Gründen annähernd kugelförmig sein muss.

Durch Markieren der engsten Stelle des Schenkelhalses in den Röntgenbildern mit je einer Linie kann durch den Schnitt der Endpunkte der Linien ein 3D-Viereck aufgespannt werden, dessen Ecken als Stützpunkte für eine Deformation des Einheitskreises dienen. Das resultierende Objekt kann als eine 3D-Approximation der Engstelle aufgefasst werden und dient zur groben Orientierung um K-Drähte, Schrauben oder Bohrungen zentral im Schenkelhals zu platzieren.

Abb. 6.10 verdeutlicht die Rekonstruktion der geometrischen Objekte während der intraoperativen Pla-



**Abbildung 6.11:** Bildschirmausgabe zur intraoperativen Planung. Oben links: Röntgenbilder mit interaktiv erstellten 2D-Objekten zur Rekonstruktion der 3D-Geometrie, die farbigen, kugelförmigen Markierungen können mit der Maus bewegt werden. Unten links: Menü zur Auswahl der Objekte. Rechts: Navigationsleiste zum Wechseln des Arbeitsschrittes während der intraoperativen Anwendung des Systems.

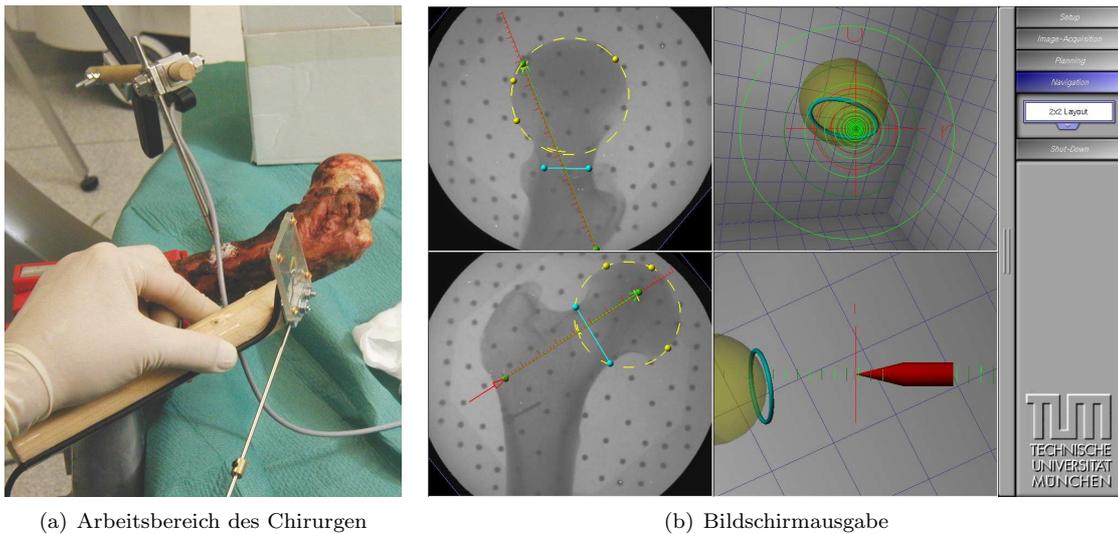
nungsphase. Abb. 6.11 zeigt die zugehörige Bildschirmausgabe des für diese Arbeit entwickelten Navigationssystems.

### 6.3.4 Navigation

Die Visualisierung während der Navigation erfolgt durch Einblenden eines virtuellen Bohrinstrumentes in die Röntgenbilder, sowie durch spezielle 3D-Ansichten, in denen die Zielobjekte der Planung relativ zu dem Instrument räumlich dargestellt werden.

Konkrete Unterstützung für den Eingriff wird dem Anwender durch die im Folgenden geschilderten, weiteren Konzepte angeboten:

- Die Linie von der Bohrspitze zu dem Zielpunkt wird als virtueller Tunnel dargestellt. Der Anwender pivottiert mit der Spitze des Bohrers, bis er den, durch die Abbildung konzentrischer Kreise erkennbaren, direkten Blick in den Tunnel erzielt. Dies ist die optimale Ausrichtung für die Achse des Bohrers und führt zum Zielpunkt. Um starkes Zittern des Tunnels vor allem in der Nähe des Zielpunktes zu vermeiden, ist eine Speicherung der aktuellen Trajektorie durch einen Fußschalter möglich.
- Durch die numerische Angabe der aktuellen Distanz in Bohrrichtung zwischen der Bohrspitze und der Oberfläche der Kugel zur Approximation des Hüftkopfes kann eine Verletzung der sensiblen Knorpelschicht vermieden werden. In den Röntgenbildern werden zusätzlich die Schnittpunkte der Bohrachse mit der Kugeloberfläche eingeblendet.
- Die Approximation des Schenkelhalses durch den deformierten Torus wird in der 3D-Ansicht dargestellt. Eine andere Farbe wird für das Objekt verwendet, falls sich die Verbindungslinie zwischen



**Abbildung 6.12:** (a) Räumliche Situation im Arbeitsbereich des Chirurgen während der Navigation, (b) entsprechende Bildschirmausgabe mit 3D-Ansichten und eingeblendetem Bohrinstrument in das Röntgenbild.

der Spitze des Bohrers und dem Zielpunkt der Bohrung – d.h. die zum Erreichen des Zielpunktes benötigte Bohrrichtung – nicht innerhalb des Torus befindet.

- Mittels eines Fußtasters kann an der aktuellen Position des Bohrers das 3D-Modell einer virtuellen Schraube platziert werden, das im weiteren Verlauf des Eingriffs einem Kollisionstest mit der Bohrachse unterzogen und im Falle einer Kollision farblich hervorgehoben wird. Dadurch wird ein Anbohren bereits gesetzter Schrauben vermieden.

Abb. 6.12 zeigt die Bildschirmausgabe während der intraoperativen Navigation des für diese Arbeit entwickelten Systems.

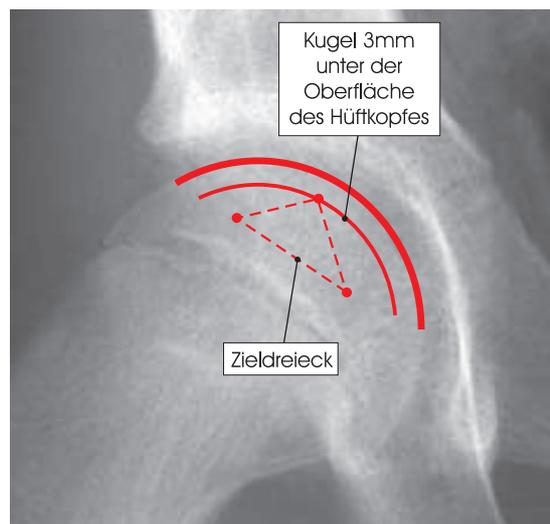
## 6.4 Evaluierung anhand von anatomischen Präparaten

Zur Bewertung des vorgestellten intraoperativen Navigationssystems hinsichtlich seiner Genauigkeit wurde die im Folgenden beschriebene Versuchsserie in Zusammenarbeit mit der Klinik für Orthopädie und Sportorthopädie des Klinikums rechts der Isar durchgeführt.

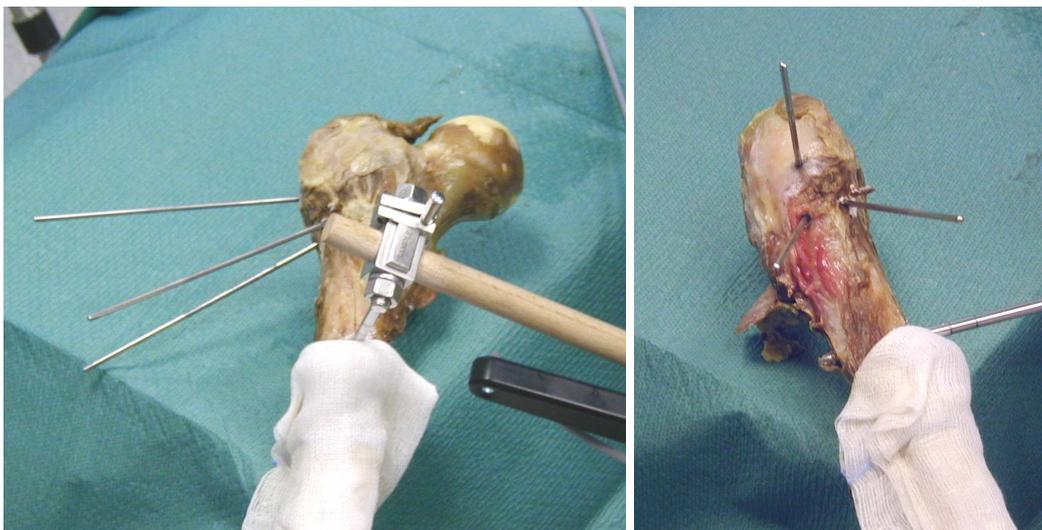
Ausgangspunkt waren 7 menschliche Oberschenkelknochen, in die jeweils 3 K-Drähte mit 2,5 mm Durchmesser computerassistent gesetzt wurden. Als Zielvorgaben für die Spitzen der K-Drähte wurden jeweils Punkte auf einer 3,0 mm unter der Oberfläche des Hüftkopfs befindlichen Kugel manuell ausgewählt, die so angeordnet sind, dass sie ein gleichschenkliges Dreieck mit einer Seitenlänge von 20,0 mm ergeben (siehe Abb. 6.13). Abb. 6.14 zeigt das anatomische Präparat eines proximalen Femurs mit den drei eingebrachten K-Drähten.

Für jeden Knochen kann abschließend die Erfüllung der Zielvorgaben quantitativ anhand der folgenden Größen überprüft werden:

- Abweichung des Abstandes der K-Draht-Spitze von der Oberfläche des Hüftkopfes von 3 mm.
- Abweichung der Seitenlängen der durch die Spitzen der K-Drähte aufgespannten Dreiecke von der Zielgröße 20 mm.



**Abbildung 6.13:** Definition der Zielpunkte durch die Eckpunkte eines gleichschenkligen Dreiecks, 3,0 mm unter der Oberfläche des Hüftkopfes.



**Abbildung 6.14:** Anatomisches Präparat eines proximalen Femurs mit drei navigiert gesetzten K-Drähten.

Diese Messungen können manuell – d.h. ohne Verwendung des 3D-Lokalisierungssystems oder der Bildgebung – durchgeführt werden, so dass diesbezügliche Fehlerquellen ausgeschlossen sind.

Die Ergebnisse in Tabelle 6.1 zeigen, dass beide Kenngrößen mit einer durchschnittlichen Genauigkeit von 1,2 mm präzise erreicht werden können. Es besteht mit einer Standardabweichung von 0,78 mm eine klinisch gesehen kleine Schwankungsbreite in der Position eines einzelnen K-Drahts. Da die Seitenlänge eines Dreiecks von zwei Punkten abhängt, ist die Schwankungsbreite dort annähernd doppelt so groß. Ursache hierfür ist die geringe Genauigkeit des verwendeten 3D-Lokalisierungssystems, die vom Hersteller mit  $\pm 0,6$  mm in der Lokalisierung eines einzelnen Trackers angegeben wird. Dieser Fehler wird zusätzlich verstärkt, da dieses System bei der Kalibrierung des Bohrers, bei der Bildaufnahme sowie während der Navigation jeweils in Serie mit dem Tracker des Patienten verwendet wird. Daneben ist eine Verbiegung der K-Drähte innerhalb des Knochens möglich, so dass das von dem Navigationssystem visualisierte Modell der intraoperativen Situation von der Realität abweicht.

| KENNGRÖSSE                           | WERT    | STANDARDABWEICHUNG | MAXIMUM |
|--------------------------------------|---------|--------------------|---------|
| Abweichung Abstand zur Oberfläche    | 1,16 mm | 0,78 mm            | 2,6 mm  |
| Abweichung Seitenlängen des Dreiecks | 1,2 mm  | 1,39 mm            | 6,1 mm  |

*Tabelle 6.1: Werte der quantitativen Kenngrößen bei  $n = 21$  K-Drähten.*

Trotz der gemessenen Fehler ist das Ergebnis klinisch von größter Bedeutung und als gut einzustufen, insbesondere wenn qualitative, für die Praxis relevante Merkmale berücksichtigt werden. So konnte makroskopisch sowohl am Hüftkopf als auch am Schenkelhals keine Perforation festgestellt werden. Eine fächerförmige, weit in den Hüftkopf hineinreichende und damit optimale Einbringung der Drähte wurde ebenfalls erreicht.

## 6.5 Zusammenfassung

Diese Kapitel beschreibt die Unterstützung der operativen Behandlung aseptischer Knochennekrosen und der *ECF*, zweier Krankheitsbilder am proximalen Femur aus dem Kontext der Orthopädie, mittels eines einfachen Navigationssystems.

Schlüsselkomponente der vorgestellten Verfahren ist die Berechnung von 3D-Informationen – Zielpunkte, Trajektorien und Approximationen von anatomischen Strukturen, wie dem Schenkelhalsisthmus oder des Hüftkopfes – aus zwei Röntgenbildern im Rahmen einer intraoperativen Planung. Chirurgische Instrumente und ihre für die Anwendung relevanten Koordinatensysteme – wie die Spitze und Achse eines Bohrers – können mittels einer Kalibrierung zu diesen 3D-Informationen in Bezug gesetzt werden.

Die Einblendung von 3D-Modellen des Instruments in die Röntgenbilder sowie die Visualisierung einer intuitiven 3D-Ansicht zur Führung des Anwenders erlauben eine schnelle und präzise Bearbeitung des Knochens, ohne Perforation des Hüftkopfes oder des Schenkelhalses.

Die Navigation erfolgt ohne Verwendung präoperativen Bildmaterials – wie einer *CT* – und benötigt intraoperativ nur zwei Röntgenbilder, woraus sich eine deutliche Verringerung der Strahlenbelastung für Patient und OP-Personal gegenüber dem konventionellen Eingriff ergibt.



# Kapitel 7

## Integration präoperativer *CT*-Datensätze

### 7.1 Übersicht

#### 7.1.1 Problemstellung

Viele computerunterstützte Anwendungsszenarien für medizinische Eingriffe erfordern in ihrer Ausführung die Integration präoperativen Datenmaterials in das intraoperative Modell der Navigationsumgebung bezüglich der aktuellen Situation. Z.B. kann vor der Implantation eines künstlichen Hüftgelenks dessen Lage innerhalb von volumetrischen Datensätzen im 3D-Raum geplant werden. Diese Datensätze werden mittels der Verfahren der *CT* in einem vom eigentlichen Eingriff unabhängigen Schritt erfasst. Während der Operation können die Planungsdaten zur Führung von Fräse- oder Bohrinstrumenten verwendet werden, um das Planungsziel präzise zu erreichen.

Auch das in Abschnitt 1.1.1 beschriebene Setzen von Pedikelschrauben wird aufgrund der komplexen Geometrie der Wirbelkörper in der Regel nach der Aufnahme eines *CT*-Datensatzes durchgeführt [Sch02]. Die intraoperative Navigation unter Verwendung der hochauflösenden 3D-Informationen der *CT* verbessert die räumliche Vorstellung des Arztes während des Eingriffs entscheidend gegenüber der bloßen Verwendung mittels eines C-Bogens erstellter Röntgenbilder.

Die *CT*-Datensätze liegen bezüglich eines gerätespezifischen Koordinatensystems  $KS_{CT}$  vor, das von dem für die Aufnahme verwendeten *CT*-Scanner definiert wird. Vor der Verwendung der Daten innerhalb eines intraoperativen Navigationssystems ist deshalb ein Verarbeitungsschritt nötig, der die Lage von  $KS_{CT}$  mit dem vom Lokalisierungssystem verfolgten Koordinatensystem des Patienten  $KS_{Patient}$  (vgl. 5.2 und 6.3.1.1) in Einklang bringt, so dass Positionen in der realen Welt den entsprechenden Voxeln<sup>1</sup> des volumetrischen Datensatzes zugeordnet werden können und umgekehrt.

Derartige Schritte zur Anpassung von zwei Datensätzen bezüglich einer geometrischen Transformation werden allgemein unter dem Begriff *Registrierung* zusammengefasst und stellen ein häufig auftretendes Problem in der Computerunterstützung von medizinischen Anwendungen dar. [MV98, HHH01] bieten hierzu eine allgemeine Übersicht. Der nun folgende Abschnitt 7.1.2 definiert wichtige Begriffe zur Einordnung verschiedener Registrierungsverfahren. Typische Lösungsansätze zur Registrierung von *CT*-Datensätzen im Kontext intraoperativer Navigationssysteme werden in Abschnitt 7.1.3 aufgezeigt.

---

<sup>1</sup>Ein Voxel (Abkürzung für *Volume Element*) ist die begriffliche Erweiterung eines Pixels auf die Elemente eines 3D-Bilddatensatzes. Es handelt sich dabei um einen Quader mit einer Position innerhalb eines 3D-Gitters mit zugeordneten Informationen, wie Farbe oder Grauwert.

### 7.1.2 Klassifikation von Verfahren zur Registrierung

Verfahren zur Registrierung können allgemein hinsichtlich ihrer Eigenschaften bzw. der Mächtigkeit der unterstützten, geometrischen Transformationen unterschieden werden. Folgt man der Taxonomie in [MV98], so sind für die Klassifikation von Verfahren zur Registrierung vor allem die folgenden Begriffe von Bedeutung:

- **Art der Transformation (rigide oder formvariabel)** – Es können unterschiedliche Abbildungen modelliert werden, von einer einfachen, rigiden Transformation – nur Rotation und Translation – bis hin zu Freiformdeformationen, bei denen eine beliebige Abbildung  $\mathbb{R}^3 \mapsto \mathbb{R}^3$  bzw.  $\mathbb{R}^3 \mapsto \mathbb{R}^2$  realisierbar ist.

Da Knochenstrukturen in sich starre Objekte darstellen, kann im Kontext der Orthopädie die Registrierung jedoch auf eine rigide Transformation beschränkt werden.

- **Lokalität der Transformation (global oder lokal)** – Bei einer globalen Transformation bezieht sich diese auf den gesamten Datensatz, während lokale Varianten unterschiedlichen Teilbereichen des Volumens eigenständige Abbildungen zuweisen. Letzterer Ansatz ist z.B. bei Gelenken sinnvoll, an denen zwei Knochen in den Röntgenbildern im Vergleich zum CT-Datensatz aufgrund von Bewegungen des Patienten in jeweils unterschiedlicher Lage sichtbar sind.

Aufgrund der erhöhten Anzahl an Freiheitsgraden für die Transformation ist eine lokale Registrierung schwieriger durchzuführen. Es wird deshalb meist, so wie auch in dieser Arbeit, im CT-Datensatz ein Teilbereich mit der für den Eingriff relevanten Knochenstruktur ausgewählt und nur eine globale Transformation für diese bestimmt.

- **3D/3D-Registrierung gegenüber 2D/3D-Registrierung** – Bei der 3D/3D-Registrierung werden zwei 3D-Datensätze zueinander registriert – z.B. zwei 3D-Oberflächen – während bei der 2D/3D-Registrierung die Informationen über die Ziellage nur in einem oder mehreren Projektionsbildern vorliegen.

Die projektive Abbildung vom 3D- in den 2D-Raum führt in der Regel zu einem Verlust an räumlicher Information und in ihrer Umkehrung von 2D nach 3D zu Mehrdeutigkeiten, so dass die 2D/3D-Registrierung gegenüber der 3D/3D-Registrierung erschwert wird.

- **Featurebasierte Registrierung gegenüber intensitätsbasierter Registrierung** – Bei den Verfahren zur featurebasierten Registrierung werden geometrische Merkmale – z.B. spezielle Punkte auf einer Oberfläche oder auch ganze Oberflächen zueinander registriert. Dies bedingt einen Vorverarbeitungsschritt zur Extraktion dieser Merkmale aus den Bilddaten. Ein bekanntes Beispiel ist hier die Erzeugung von 3D-Oberflächen aus den Daten des Volumens mittels des *Marching-Cubes*-Algorithmus [LC87]. Die intensitätsbasierte Registrierung verwendet dagegen die Bilddaten unmittelbar.

### 7.1.3 Lösungsansätze für eine intraoperative Registrierung

Basierend auf der Einordnung aus Abschnitt 7.1.2 können im Kontext der intraoperativen Navigationssysteme Verfahren aus einem breiten Sortiment verschiedener Algorithmen zur Registrierung von präoperativen CT-Datensätzen unterschieden werden. Typische Ansätze sind hierbei:

- **Punktbasierte Registrierung (Paired-Point-Registration)** – Die Transformation wird durch mindestens drei 3D-Punkte bestimmt, deren genaue Positionen sowohl in den CT-Daten als auch im Zielkoordinatensystem z.B. durch Abtastung mittels des 3D-Lokalisierungssystems bekannt sind und die in diesem Zusammenhang auch *Landmarken* genannt werden [LEF95, HHH01]. Da Knochenstrukturen in der Regel keine eindeutigen, markante Punkte besitzen, deren Positionen repro-

duzierbar und präzise über eine manuelle Abtastung oder Segmentierung der *CT* bestimmt werden können, beinhaltet dieser Ansatz auch das Einbringen von künstlichen Landmarken – z.B. mit einem Knochen verschraubte Metallstifte mit einem kugelförmigen Aufsatz – in den Patienten, d.h. eine zusätzliche Operation vor der Aufnahme des *CT*-Datensatzes wird benötigt.

- **Oberflächenbasierte 3D/3D-Registrierung (Surface Matching)** – Um das Problem der nicht eindeutigen natürlichen Landmarken des ersten Ansatzes zu umgehen, kann eine Registrierung durchgeführt werden, bei der eine aus der *CT* extrahierte Oberfläche an eine Menge von 3D-Oberflächenpunkten des zu registrierenden Objekts in seiner momentanen Lage angepasst wird. Die Zielpunkte werden entweder durch eine Abtastung mittels des 3D-Lokalisierungssystems oder durch spezielle Vorrichtungen, wie z.B. laserbasierte 3D-Abstandssensoren [THD<sup>+</sup>02], erzeugt.

Oberflächenbasierte Registrierungsverfahren verwenden häufig Varianten des *Iterative Closest Point (ICP)*-Algorithmus [BM92, RL01]. Diese bestimmen in mehreren Schritten jeweils die optimale Transformation mittels einer punktbasierten Registrierung, wobei für eine Menge von 3D-Punkten die jeweils nächsten Positionen auf der Zieloberfläche als korrespondierende Zielpunkte verwendet werden. [GSF01] zeigt eine Anwendung dieses Schemas für die Registrierung von 3D-Modellen des Oberschenkelknochens zur robotergestützten Bearbeitung im Rahmen einer totalen Knieendoprothese.

Voraussetzung für diese Methode zur Registrierung ist der intraoperative Zugang zu bzw. direkt unter der Haut befindlicher markanter Knochenstrukturen, wie z.B. den Gelenkflächen bei offenen Operationen des Knies oder auch Stirn und Gesicht bei neurochirurgischen Anwendungen.

- **Oberflächenbasierte 2D/3D-Registrierung** – Die aus der *CT* bestimmte Oberfläche des Objekts wird in Einklang mit Konturen gebracht, die aus den Röntgenbildern extrahiert werden [LT<sup>+</sup>95, Bra99, Rot00].
- **Intensitätsbasierte 2D/3D-Registrierung** – Mittels Verfahren der Volumenvisualisierung erzeugte Ansichten des *CT*-Volumens werden in Übereinstimmung mit den Projektionsbildern gebracht [PWL<sup>+</sup>98, Rot00, LaR01, Wei03].

Obwohl featurebasierte Verfahren aufgrund der Reduktion auf relevante Bildinhalte das Potential zu einer schnellen und robusten Registrierung besitzen, wird in diesem Kapitel nur der Ansatz der intensitätsbasierten 2D/3D-Registrierung weiter verfolgt, da dieser aus den folgenden Gründen gegenüber den anderen Verfahren für eine fluoroskopiebasierte, intraoperative Navigation attraktiv erscheint:

- Es sind keine komplizierten, aufwändigen oder fehleranfälligen Schritte zur Vorverarbeitung für den *CT*-Datensatz – z.B. eine Segmentierung zur Extraktion einer 3D-Oberfläche – erforderlich.
- Intraoperativ sind keine Aktionen des Chirurgen zur Erzeugung der Zielgeometrie – wie dem Abtasten von Oberflächen oder der Segmentierung von Bildmerkmalen in den Röntgenbildern – nötig.
- Das zu registrierende Objekt muss nicht vollständig freigelegt werden – wie es z.B. für das Abtasten mit einem Zeigeinstrument des 3D-Lokalisierungssystems der Fall ist. Darüber hinaus sind von Gewebe verdeckte Teile des Objekts in den Röntgenbildern sichtbar und fließen mit in die Registrierung ein. Daraus resultiert eine höhere Genauigkeit in der ermittelten Lage des *CT*-Datensatzes.
- Da intensitätsbasierte Verfahren statt einzelner, ausgewählter Bildmerkmale, die eventuell mit Fehlern aus dem Bildmaterial extrahiert werden, die gesamte vorliegende Information verwenden, besitzen sie das Potential zu einer genaueren Registrierung. [MHP<sup>+</sup>02] zeigt dies anhand von Versuchsreihen zur 2D/3D-Registrierung von in *CT*- und *MRT*-Datensätzen erfassten Gefäßen mit Bildern einer *Digitalen Subtraktions-Angiographie (DSA)* für neurochirurgische Eingriffe.

Der nun folgende Abschnitt bietet eine Übersicht über den Ablauf und die relevanten Teilkomponenten einer intensitätsbasierten Registrierung.

## 7.2 Ablauf der intensitätsbasierten Registrierung

Der Ablauf der 2D/3D-Registrierung folgt einem Schema, das von dem in [PWL<sup>+</sup>98] vorgestellten Verfahren abgeleitet ist. Abb. 7.1 zeigt hierzu ein Diagramm der einzelnen Teilschritte. Eingabedaten sind der eventuell vorverarbeitete CT-Datensatz  $V$ , sowie eine mindestens ein-elementige Menge  $X = \{(C_1, I_{R_1}, F_1), \dots, (C_{|X|}, I_{R_{|X|}}, F_{|X|})\}$  mit den Daten der Projektionsbilder.  $C_j$  ist das Kameramodell für das  $j$ -te Röntgenbild mit den aus Kapitel 5 bekannten intrinsischen und extrinsischen Kameraparametern.  $I_{R_j}$  repräsentiert die entsprechenden Bilddaten und ist bereits mit den Verfahren aus Kapitel 4 entzerrt. Eine Beschneidung der Röntgenbilder  $I_{R_j}$  auf eine so genannte *Region Of Interest (ROI)* ist im Rahmen eines Vorverarbeitungsschrittes möglich (siehe Abschnitt 7.2.1.2). Die resultierende Maske  $F_j$  für die zu verwendenden Pixel von  $I_{R_j}$  ist ebenfalls ein Bestandteil der Eingabe.

Ausgehend von einer initialen Abschätzung der Lage  $T_0$  des CT-Volumens bezüglich der Projektionsbilder erzeugt die in Abschnitt 7.2.6 beschriebene Optimierungsstrategie iterativ Testlagen  $T_i$ . Ein Verfahren zur Volumenvisualisierung (vgl. 7.2.3) generiert für jedes Projektionsbild  $(C_j, I_{R_j}, F_j)$  aus  $X$  eine Ansicht  $I_{DRR_{ij}}$ , die das Volumen in der Lage  $T_i$  aus der Perspektive der Kamera  $C_j$  zeigt. Dabei werden die physikalischen Vorgänge während des Röntgens simuliert, so dass die Bilder  $I_{DRR_{ij}}$  quasi synthetische Röntgenaufnahmen darstellen, die in diesem Zusammenhang auch als *Digitally Reconstructed Radiographs (DRRs)* bezeichnet werden.

Die Ähnlichkeit zwischen den  $I_{DRR_{ij}}$  und den korrespondierenden Röntgenbildern  $I_{R_j}$  wird mit Hilfe von speziellen, in Abschnitt 7.2.5 vorgestellten Vergleichsfunktionen  $m : \text{Maske} \times \text{Bild} \times \text{Bild} \mapsto \mathbb{R}$  quantitativ erfasst. Der Vergleich erfolgt dabei nur für einen Teilbereich  $A_j$  des Bildes, der aus der Maske des Röntgenbildes  $F_j$  und zusätzlicher aus  $I_{DRR_{ij}}$  gewonnener Informationen erzeugt wird (siehe Abschnitt 7.2.4). Das Ergebnis der Bewertung wird der Optimierungsstrategie für die Auswahl der Testlage  $T_{i+1}$  für die nächste Iteration zur Verfügung gestellt.

Der Abbruch der Optimierung erfolgt sobald ein lokales Optimum, d.h. eine Lage mit maximaler Ähnlichkeit von  $I_{DRR_{ij}}$  zu  $I_{R_j}$  bestimmt oder eine vorgegebene, maximale Anzahl an Iterationen erreicht wurde.

Die für die Implementierung dieses Konzeptes zur 2D/3D-Registrierung erforderlichen Teilkomponenten sowie weitere notwendige Schritte – wie die Vorverarbeitung der Eingabedaten zur Datenreduktion von  $V$  und zur Erzeugung der Maske  $F_j$  sowie die Bestimmung der initialen Position  $T_0$  – werden in den nun folgenden Abschnitten betrachtet.

### 7.2.1 Vorverarbeitung der Eingabedaten

#### 7.2.1.1 Bereitstellung und Vorverarbeitung der Volumendaten

Ein CT-Datensatz liegt in der Regel als ein Stapel von Schnittbildern im *DICOM*-Format [NEM93] vor, typischerweise mit je  $256 \times 256$  oder  $512 \times 512$  Pixeln. Die Pixel enthalten Informationen über die Abschwächung von Röntgenstrahlen, die als so genannte *Hounsfield-Units (HUs)* gespeichert werden. Dies ist eine spezielle Normierung der aus (2.1) in Abschnitt 2.1.1.2 bekannten Abschwächungskoeffizienten  $\mu_\lambda$  bezüglich der Referenzmaterialien Luft und Wasser, denen der Wert -1000 bzw. 0 zugewiesen wird [SFS93]. Die *HUs* werden üblicherweise als 12-Bit Binärzahlen gespeichert und als Graustufen interpretiert, so dass insgesamt 4096 Abstufungen unterschieden werden können.

Im *DICOM*-Format wird für jedes Schnittbild ein durch einen Punkt und zwei orthogonale Vektoren aufgespanntes Rechteck gespeichert, das die Lage des Bildes im 3D-Raum darstellt. Die Schnittbilder sind dabei in der Regel zueinander parallel. Der Abstand zwischen den Schnittbildern kann innerhalb eines Datensatzes variabel sein und beträgt 1–4 mm, je nach Komplexität der abgebildeten anatomischen

## 7.2. ABLAUF DER INTENSITÄTSBASIERTEN REGISTRIERUNG

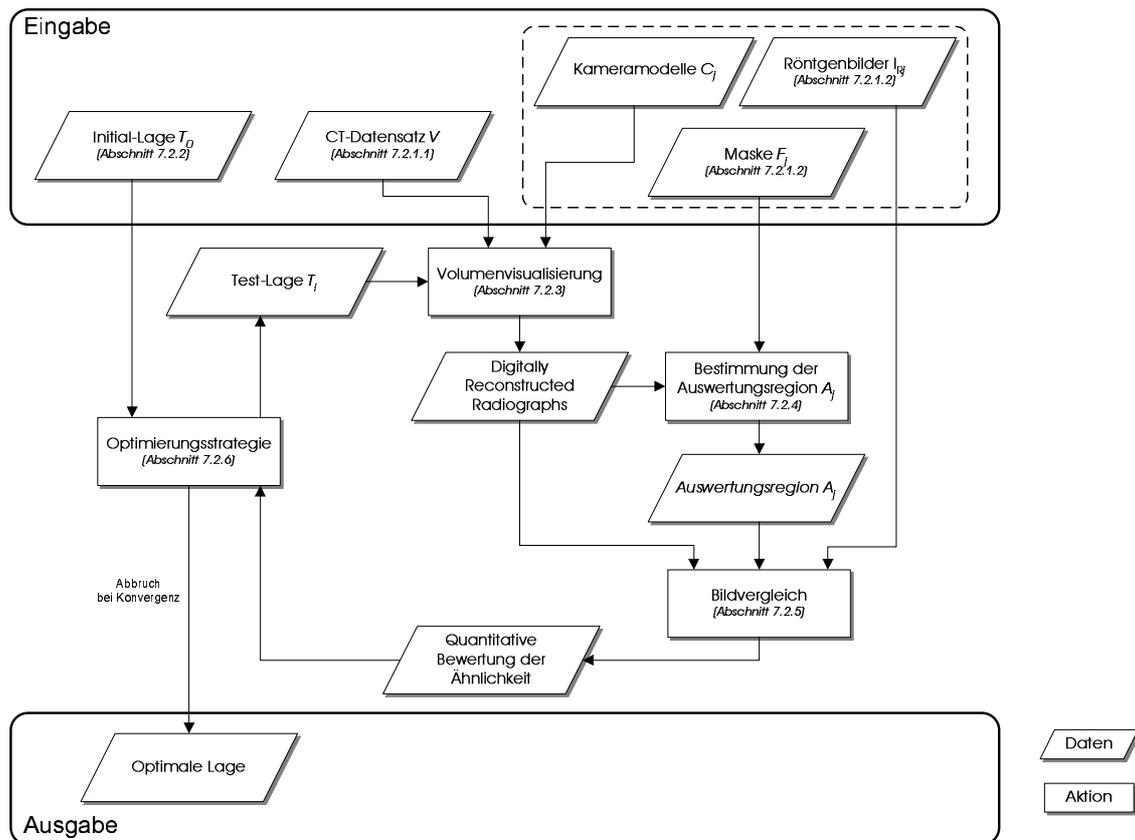
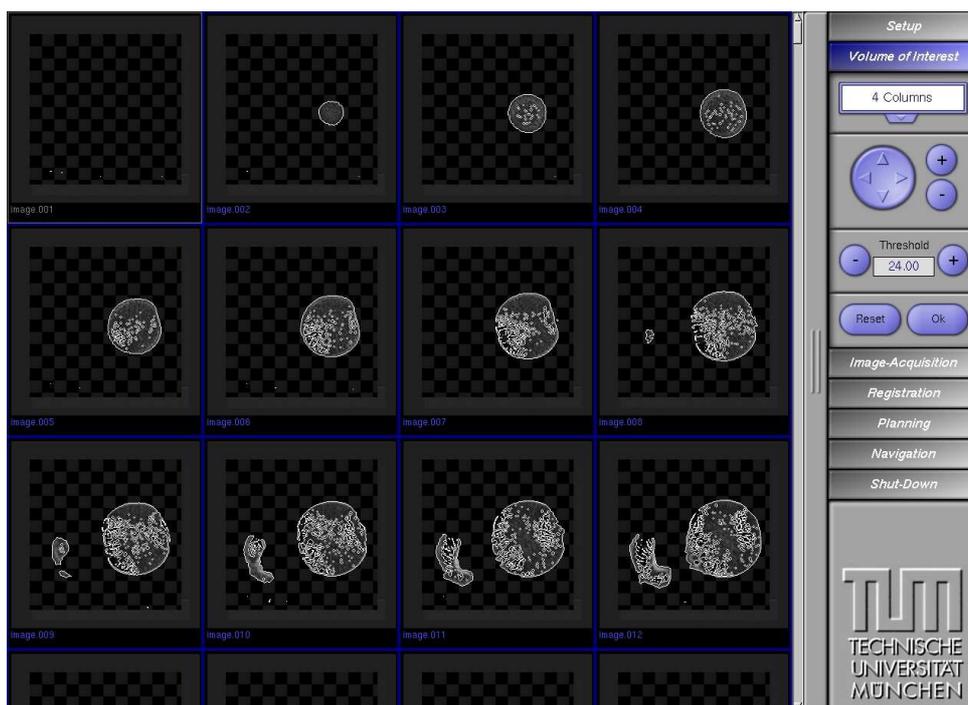


Abbildung 7.1: Ablaufschema der intensitätsbasierten 2D/3D-Registrierung.

Struktur. Der Schaft eines langen Röhrenknochens, wie dem Oberschenkelknochen, erfordert z.B. eine geringere Anzahl an Bildern als dessen Gelenkbereiche.

Die Vorbereitung des CT-Volumens für die intraoperative, intensitätsbasierte 2D/3D-Registrierung geschieht unter dem Gesichtspunkt der Datenreduktion für den in Abschnitt 7.2.3 beschriebenen Vorgang der Volumen-Visualisierung. Die Reduktion kann sowohl geometrisch als auch bezüglich der Quantisierung der HUs – d.h. der darstellbaren Menge an diskreten Grauwerten – erfolgen:

- **Begrenzung auf ein Volume Of Interest (VOI)** – Der in dem CT-Datensatz erfasste Ausschnitt der anatomischen Struktur ist in der Regel größer als der in den Röntgenbildern dargestellte Bereich. Es bietet sich daher an, das CT-Volumen auf ein VOI zu beschneiden. Die einfachste geometrische Form ist dabei ein Quader, der durch die Auswahl der ersten und letzten CT-Schicht, welche die relevante Struktur darstellen, sowie einem rechteckigen Fenster innerhalb der Schichten definiert wird. Abb. 7.2 zeigt die Bildschirmanzeige des im Rahmen der vorliegenden Arbeit entwickelten Navigationssystems zur intraoperativen Auswahl eines VOI.
- **Auswahl eines 8-Bit Grauwertbereichs** – Durch die Auswahl einer Grauwerttransformation  $t$ : Grauwert  $\mapsto$  Grauwert, die den Bereich der 12 Bit HUs  $\{-1000, -999, \dots, 3095\}$  auf einen durch 8 Bit darstellbaren Bereich  $\{0, 1, \dots, 255\}$  abbildet, werden zwei Ziele gleichzeitig erreicht. Zum einen wird dadurch der Speicherbedarf reduziert. Da die 12 Bit der HUs auf Grund der einfacheren Adressierung meist als 16 Bit Werte mit vier ungenutzten Bits gespeichert werden, wird der Speicherbedarf dabei effektiv halbiert. Zum anderen wird durch die Abbildung des HU-Bereiches  $[-1000; t_{min}]$  auf den Grauwert 0 praktisch eine Segmentierung des Vordergrunds mit Grauwerten  $> t_{min}$  durchgeführt (siehe Abb. 7.2). Viele Verfahren zur Visualisierung von Volumen können leere



**Abbildung 7.2:** Bildschirmanzeige zur intraoperativen Auswahl des VOI innerhalb des CT-Datensatzes. Der Volumen-Bereich auf kariertem Hintergrund der blau umrahmten Schichten auf der linken Seite wird als VOI ausgewählt. Rechts: Steuerelemente für die Positionierung und Skalierung des VOI sowie zur Auswahl eines Schwellwertes für die Segmentierung mittels eines Touchscreens.

Bereiche in den Volumendaten überspringen und profitieren so von dieser Segmentierung.

Der durch die Transformation  $t$  hervorgerufene Verlust an Information kann im Kontext dieser Arbeit vernachlässigt werden, da das Anwendungsgebiet im Bereich der Orthopädie angesiedelt ist und knöcherne Strukturen sowohl in den Röntgenbildern als auch in der CT bedingt durch ihre starke Abschwächung von Röntgenstrahlung einen hohen Kontrast zu den übrigen Gewebetypen aufweisen.

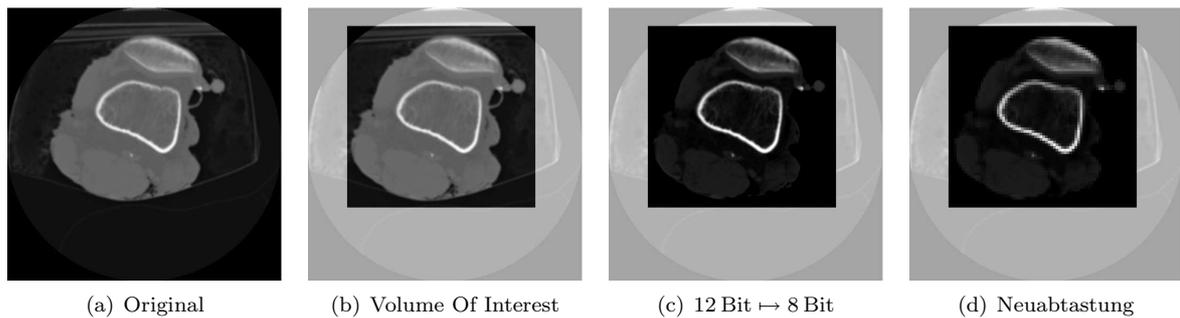
- **Neuabtastung (Resampling) des Volumens auf einem reduzierten Gitter** – CT-Datensätze enthalten Bilddaten mit einer Auflösung von bis zu 10 Voxel/mm innerhalb eines Schnittbildes. Da eine derartig hohe Auflösung für die intensitätsbasierte Registrierung nicht nötig ist, bietet sich die Erstellung eines neuen, reduzierten Volumen-Datensatzes an, dessen Voxel durch eine Neuabtastung des ursprünglichen Volumens auf einem größeren Gitter gewonnen werden.

Es können dabei für das Volumen auch äquidistante Abstände zwischen den Schichten bzw. isotrope Volumen – d.h. eine gleiche Seitenlänge der Voxel entlang jeder Koordinatenachse – sowie spezielle Schichtgrößen z.B.  $128^2$  oder  $256^2$  erzielt werden, wie sie von einigen Verfahren zur Volumenvisualisierung benötigt werden. Insbesondere texturbasierte Verfahren (siehe 7.2.3.3) erfordern hier eine Berücksichtigung spezieller Anforderungen aufgrund von Einschränkungen der Grafikhardware.

Abb. 7.3 und Tabelle 7.1 zeigen die Effektivität der Vorverarbeitungsschritte anhand des Beispiels des CT-Datensatzes eines menschlichen Knies.

### 7.2.1.2 Vorverarbeitung der Röntgenbilder

Bei der Vorverarbeitung der Röntgenbilder können die folgenden Teilaspekte unterschieden werden:



**Abbildung 7.3:** Die einzelnen Schritte zur Datenreduktion anhand der Schicht eines CT-Datensatzes von einem menschlichen Knie.

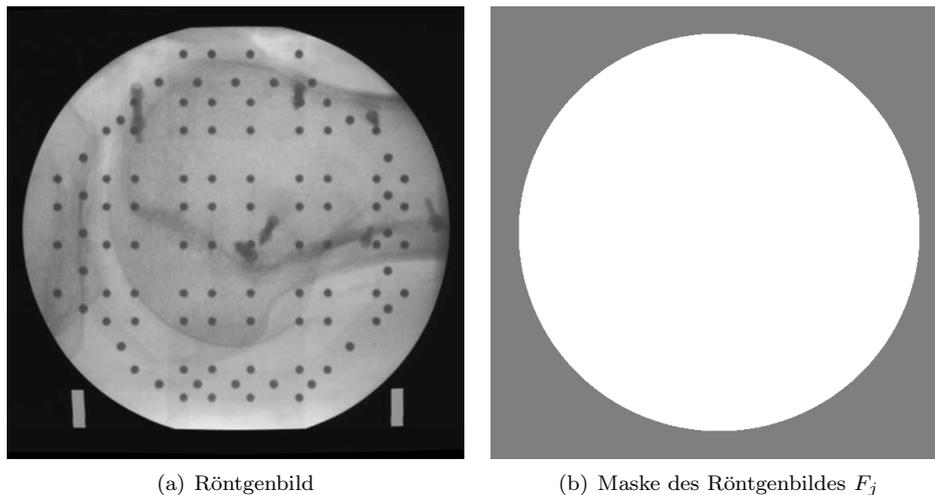
| DATENSATZ                | GRÖSSE                               | SPEICHERBEDARF |
|--------------------------|--------------------------------------|----------------|
| Ursprünglicher Datensatz | $512 \times 512 \times 100 - 16$ Bit | 50 Mb          |
| Beschneidung auf VOI     | $300 \times 300 \times 100 - 16$ Bit | 17,2 Mb        |
| nach Grauwertreduktion   | $300 \times 300 \times 100 - 8$ Bit  | 8,6 Mb         |
| nach Neuabtastung        | $128 \times 128 \times 128 - 8$ Bit  | 2 Mb           |

**Tabelle 7.1:** Ausmaß der Datenreduktion für das CT-Volumen aus Abb. 7.3 bei den einzelnen Teilschritten zur Vorverarbeitung.

- Anwendung einer nichtlinearen Abbildung um die Intensitäten der Pixel des Röntgenbildes an den von den Verfahren zur Volumenvisualisierung gelieferten Grauwertbereich anzupassen. Dies kann z.B. ein Invertieren des Bildes oder eine so genannte  $\gamma$ -Korrektur [Jäh91] beinhalten, wenn die Bildgebung des verwendeten C-Bogens dies erfordert.
- Die Registrierung kann durch Neuabtastung zur Verringerung der Auflösung der Röntgenbilder beschleunigt werden.
- In den mittels einer C-Bogenanlage erstellten Bildern ist das eigentliche Röntgenbild nur in einem kreisförmigen Ausschnitt – einer *Region Of Interest (ROI)* – sichtbar (siehe Abb. 7.4(a)). Es ist wichtig nur Pixel innerhalb dieser Region für den Vergleich mit den *DRRs* zu verwenden, da die übrigen Pixel keine Information über die Lage des *CT*-Volumens enthalten und die Auswertung des Vergleichsmaßes (vgl. Abschnitt 7.2.5) stören.

Für die Berücksichtigung des kreisförmigen Ausschnitts wird der Mittelpunkt und der Radius eines umfassenden Kreises in der Konfiguration der Registrierung gespeichert. Es existieren auch Ansätze zur automatischen Segmentierung des Röntgenausschnitts speziell für Röntgenbilder einer C-Bogenanlage [AR03], jedoch scheint dies hier nicht nötig, da der entsprechende Ausschnitt in Lage und Größe in der Regel stabil ist.

Um eine größere Flexibilität zu erreichen, wird für jedes der Röntgenbilder eine separate *ROI*  $F_j$  (vgl. Abb. 7.4(b)) als ein Binärbild mittels der so genannten Lauflängenkodierung (engl. *Run Length Encoding (RLE)*) [JKS95] gespeichert. Diese fasst in einer Zeile mehrere benachbarte, gleichartige Pixel zusammen und speichert nur deren Wert –  $O$  für Hintergrund,  $L$  für Pixel der Region – und die Anzahl der Pixel. Es wird dadurch für zusammenhängende Bildregionen, wie den Kreis des C-Bogenbildes, eine hohe Speichereffizienz erreicht. Daneben erlaubt dieses Schema auch die effiziente Ausführung von Operationen, wie die Bildung des Schnittes und der Vereinigung zweier Regionen, die Anwendung von morphologischen Operationen (vgl. 7.2.4) oder auch die Auswertung eines Vergleichsmaßes für die Pixel ausschließlich innerhalb einer Region.



**Abbildung 7.4:** (a) Das eigentliche Röntgenbild liegt in fluoroskopiebasierten Aufnahmen nur innerhalb eines kreisförmigen Ausschnittes vor, (b) die Maske  $F_j$  (helle Pixel gehören zur ausgewählten Region) für das Röntgenbild aus (a).

### 7.2.2 Initiale Positionierung

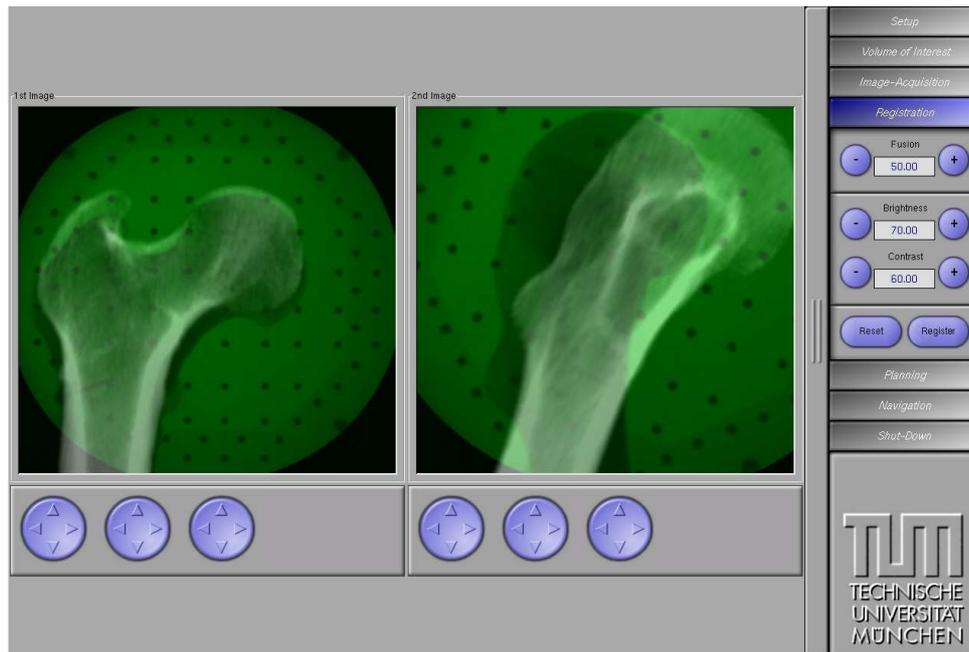
Der Vorgang der iterativen Optimierung des Vergleichsmaßes bezüglich der Lage des Volumens erfordert die Kenntnis einer initialen Lage  $T_0$ , welche die Basis für nachfolgende Optimierungsschritte darstellt. Die Bereitstellung von  $T_0$  ist ein wichtiger Schritt, von dem die Güte des Ergebnisses der Registrierung entscheidend abhängt, da die Verfahren aus Abschnitt 7.2.6 in das zu  $T_0$  nächstgelegene lokale Optimum konvergieren.  $T_0$  muss sich somit für eine erfolgreiche Registrierung bereits im Konvergenzbereich der korrekten Ziellage befinden. Da es jedoch keinen robusten, automatischen Ansatz für die Bestimmung von  $T_0$  für medizinische Bilddaten gibt, wird in dieser Arbeit auf eine manuelle Einstellung zurückgegriffen, wobei der Anwender durch folgende Konzepte unterstützt wird:

- Die translatorische Komponente von  $T_0$  wird automatisch so gewählt, dass das Zentrum des Volumens im Schnittpunkt der Blickrichtungen bei mehr als einem Röntgenbild bzw. bei nur einer Ansicht auf der optischen Achse in einem typischen Abstand vom Bildverstärker entfernt platziert wird.
- Interaktiv ist es dem Anwender möglich, das Volumen in einer Ansicht zu verschieben und zu rotieren, um ein mittels der Verfahren der Volumenvisualisierung erzeugtes DRR grob an die im Hintergrund eingeblendeten Röntgenbilder anzupassen.

Durch die in der Praxis häufig verwendeten orthogonalen Ansichten wird eine weitere Vereinfachung erreicht, da dadurch einzelne Freiheitsgrade in der Bewegung des Objektes in den beiden Projektionsbildern entkoppelt werden.

Die manuelle Bestimmung der initialen Lage ist schnell und robust möglich, wie in einem Experiment ermittelt wurde. Eine Testperson erhielt dazu in einer Serie von 24 Versuchen die Aufgabe, zufällig orientierte CT-Volumen verschiedener Objekte (ein Knie, ein proximaler Femur sowie ein Wirbel) an zwei Röntgenbilder manuell auszurichten. Dabei konnte in durchschnittlich 45 s eine initiale Lage mit einem rotatorischen Fehler von maximal  $9,27^\circ$  und einem translatorischen Fehler von maximal 7,53 mm zu einer bekannten Ziellage erreicht werden. Die durchschnittlichen Werte lagen dabei unter  $5^\circ$  bzw. unter 3 mm.

Abb. 7.5 zeigt die Bildschirmanzeige des für diese Arbeit erstellten intraoperativen Navigationssystems zur interaktiven Platzierung des Volumens zur Bestimmung der initialen Lage für die Registrierung.



**Abbildung 7.5:** Interaktive Bestimmung der initialen Lage  $T_0$  für die Registrierung. Die Schaltflächen unterhalb der Röntgenbild-Ansichten erlauben die manuelle Positionierung des 3D-Volumens (Weiß) relativ zu den Röntgenbildern im Hintergrund (Grün) mittels der Maus oder eines Touchscreens.

## 7.2.3 Erzeugung der DRRs

### 7.2.3.1 Grundlagen

Die Erzeugung der DRRs geschieht durch die Betrachtung der Abschwächung von virtuellen Röntgenstrahlen bei ihrem Weg durch das von dem CT-Datensatz erfasste Volumen gemäß der physikalischen Gesetze, wie sie aus den Gleichungen (2.1) – (2.3) (siehe Abschnitt 2.1.1.2 auf Seite 16) bekannt sind.

Den im CT-Datensatz gespeicherten HUs können Abschwächungskoeffizienten  $\mu$  für die virtuellen Röntgenstrahlen zugeordnet werden. Diese Abbildung – im Kontext der Volumenvisualisierung *Transferfunktion* genannt – wird als linear angenommen und interaktiv vom Anwender so eingestellt, dass die erzeugten DRRs visuell den Röntgenbildern entsprechen.

Mit Hilfe von Interpolationsalgorithmen – wie dem Verfahren des nächsten Nachbarn oder einer trilinearen Interpolation (siehe Anhang C.2) – kann eine kontinuierliche Funktion  $\mu(\vec{x}) : \mathbb{R}^3 \mapsto \mathbb{R}$  definiert werden, die einer Position  $\vec{x}$  einen Abschwächungskoeffizienten zuordnet.

Aus Gleichung (2.2) auf Seite 16 ergibt sich für einen Strahl ausgehend von der Strahlenquelle an der Position  $\vec{p}$  und mit der Richtung  $\vec{d}$ :

$$I = I_0 \cdot \exp\left(-\int_s^t \mu(\vec{p} + \lambda\vec{d})d\lambda\right) \quad (7.1)$$

Die Werte  $s$  und  $t$  entsprechen der Belegung von  $\lambda$  bei Eintritt in bzw. Austritt aus dem Volumen in der Parametrisierung des Strahls  $\vec{p} + \lambda \cdot \vec{d}$ . Beide Werte sind auf ein Intervall  $[0; \lambda_{max}]$  beschränkt, da nur der Weg des Strahls von der Strahlenquelle ( $\lambda = 0$ ) bis zur Projektionsfläche ( $\lambda = \lambda_{max}$ ) von Interesse ist.  $I$  entspricht somit der an der Detektorfläche auftreffenden Intensität der Röntgenstrahlung bei der Ausgangsintensität  $I_0$ .

Für die computergestützte Auswertung für einen Strahl und einen gegebenen *CT*-Datensatz wird (7.1) diskretisiert, d.h. das Integral durch eine endliche Summe an punktförmigen Auswertungsstellen mit  $\lambda_i = s + i \cdot \delta_\lambda$ ,  $i \in \mathbb{N}_0$  und der Schrittweite  $\delta_\lambda > 0$  ersetzt:

$$I = I_0 \cdot \exp\left(- \sum_{\lambda_i \in [s,t]} \delta_\lambda \cdot \mu(\vec{p} + \lambda_i \cdot \vec{d})\right) \quad (7.2)$$

Um die Auswertung der Exponential-Funktion für jeden Pixel eines *DRRs* während der Registrierung einzusparen, bietet es sich an die Funktion  $i : \mathbb{R} \mapsto \mathbb{R}$  mit

$$i(x) = I_0 \cdot \exp(-x) \quad (7.3)$$

einzuführen und diese z.B. als eine Tabelle zum Nachschlagen der Funktionswerte (engl. *Look-Up-Table (LUT)*) zu realisieren. Techniken zur Auswertung der Summe auf der rechten Seite von (7.2) werden in dem nun folgenden Abschnitt beschrieben.

### 7.2.3.2 Direkte Volumenvisualisierung

Das Gebiet der Volumenvisualisierung bietet für die Darstellung medizinischer Datensätze eine breite Palette an optimierten Verfahren an, die eine interaktive Erzeugung von qualitativ hochwertigen Bildern erlauben. Es wird dabei zwischen direkten und indirekten Methoden unterschieden, abhängig davon, ob die Intensitäten der Voxel direkt für die Bilderzeugung verwendet werden oder ob vorab 3D-Oberflächen – z.B. Oberflächen mit einer konstanten Voxel-Intensität, so genannte *Isosurfaces* – extrahiert und mit den Standardmethoden der Computergrafik für 3D-Grafiken dargestellt werden. Letzterer Ansatz ist für die Erzeugung von *DRRs* ungeeignet, da dabei die Information über die Intensitäten innerhalb und außerhalb der extrahierten Oberfläche verloren geht und insbesondere die Auswertung der Approximation des Strahlenintegrals in (7.2) dadurch nicht mehr möglich ist. Die folgenden Betrachtungen beschränken sich daher auf direkte Verfahren zur Volumenvisualisierung.

Ebenfalls nicht berücksichtigt werden fortgeschrittene Visualisierungstechniken, wie sie häufig bei der photorealistischen Darstellung medizinischer Datensätze zu finden sind, da der Fokus in dieser Arbeit auf der möglichst schnellen Erzeugung von *DRRs* liegt. Für die Berechnungen zur Darstellung der Oberflächen-Schattierung, Schattenwurf oder das Beschneiden des Volumens mit Hilfe von Schnittebenen (Clipping) sei an dieser Stelle auf allgemeine Werke zur Computergrafik bzw. Volumenvisualisierung verwiesen [BGZ96, SML97, LCN98, Wat02].

Die bekannten Standardverfahren zur Visualisierung eines Volumens sind im Folgenden dargestellt:

- **Strahlenverfolgung (Raycasting)** [LCN98] – Ausgehend von der Position der Kamera für die zu erzeugende Ansicht wird für jeden Pixel ein Strahl durch das Volumen geschickt. An diskreten Positionen werden die Abschwächungskoeffizienten interpoliert und entlang des Strahls aufsummiert. Dieses Verfahren entspricht somit einer direkten Auswertung von (7.2) für jeden Pixel des erzeugten Bildes.
- **Voxelprojektion (Splatting)** [Wes90] – Bei dieser Methode werden die einzelnen Voxel des Volumens in das Bild projiziert und deren Intensitäten auf die dort befindlichen Pixel und ihre Umgebung verteilt. *Splatting* eignet sich besonders für Volumen mit nur wenigen, nicht vollständig transparenten Voxeln.
- **Shearwarp-Faktorisierung** [LL94] – In diesem Verfahren wird die projektive homogene Abbildungsmatrix  $P$  vom 3D-Raum des Volumens in den 2D-Raum des *DRRs* in zwei effizient zu implementierende Teilabbildungen  $W$  und  $S$  faktorisiert, d.h.  $P = W \cdot S$ .

$S$  bildet das Volumen dabei in ein Zwischenbild  $B$  ab, dessen Pixelgitter parallel zu einer der Achsen des Koordinatensystems des Volumens ausgerichtet ist. Wegen dieser speziellen Anordnung kann

die Transformation  $S$  sehr einfach durchgeführt werden, da  $B$  nur aus verschobenen und skalierten Schichten des Volumens zusammengesetzt werden kann. Die Anwendung der Matrix  $W$  entspricht einem *Image-Warping*-Schritt, d.h. einer einfachen Transformation von 2D nach 2D, durch die  $B$  in das eigentliche Zielbild transformiert wird.

- **Texture-Mapping basierte Verfahren (Texture-Slicing) [RS01]** – Diese Verfahren basieren auf der transparenten Darstellung von Schnittebenen durch das Volumen, die mittels der in Hardware realisierten Unterstützung für *Texture-Mapping* [Wat02] von modernen und allgemein erhältlichen 3D-Grafikkarten übereinander angezeigt werden. Es können Methoden basierend auf 2D- oder 3D-Texturen unterschieden werden, die genauer in Abschnitt 7.2.3.3 beschrieben sind.

Die Standardverfahren zur Darstellung von Volumendaten unterscheiden sich in der erzielbaren Qualität der Visualisierung und in der dafür benötigten Zeit. Ein ausführlicher Vergleich hierzu findet sich in [MHB<sup>+</sup>00].

Es zeigt sich, dass Verfahren wie das *Raycasting* oder *Splatting* qualitativ hochwertige Bilder erzeugen, zugleich jedoch auch einen hohen, meist nicht für interaktive Anwendungen tauglichen Zeitbedarf besitzen. Die Erzeugung eines einzelnen *DRRs* mittels der Technik des *Raycasting* kann mehrere Sekunden beanspruchen. Es existieren deshalb Ansätze für die intraoperative 2D/3D-Registrierung, bei denen in einem präoperativen Schritt mehrere hochwertige *DRRs* erzeugt werden, aus denen intraoperativ mittels so genannter *Image-Based-Rendering (IBR)*-Techniken [Wat02] beliebige Ansichten approximiert werden [Rot00, LaR01, RRR<sup>+</sup>03].

Für die interaktive Darstellung von Volumen kommen im Allgemeinen jedoch hardware-basierte Verfahren zum Einsatz, entweder unter Verwendung von Spezialhardware zur Volumenvisualisierung, wie die *VolumePRO 500*- und *1000*-Karten [PHK<sup>+</sup>99, Ter04], die auf Varianten der *Shearwarp-Faktorisierung* basieren, oder mittels der Technik des *Texture-Slicing*. Letzterer Ansatz ist attraktiv, da er auf kostengünstiger, allgemein zugänglicher Hardware basiert und eine hohe Geschwindigkeit in der Erzeugung der *DRRs* aufweist. Es sind damit 100 *DRRs* pro Sekunde und mehr möglich.

In dieser Arbeit wird deshalb für die Erzeugung der *DRRs* im Rahmen der intensitätsbasierten Registrierung nur der *Texture-Slicing*-Ansatz weiterverfolgt, der in dem nun folgenden Abschnitt beschrieben wird.

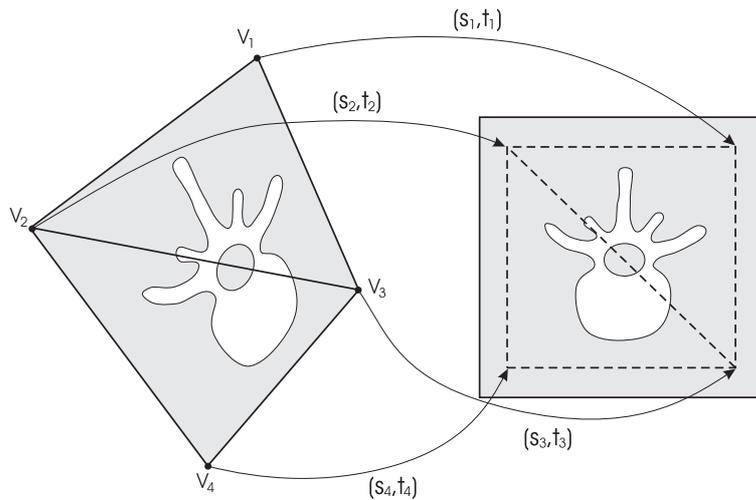
### 7.2.3.3 Texturbasierte Volumenvisualisierung

Heutige *Graphics Processing Units (GPUs)*, wie sie auf für den Massenmarkt verfügbaren Grafikkarten zu finden sind (z.B. die in dieser Arbeit eingesetzten *NVIDIA GeForceFX 5600*- bzw. *5900*-Prozessoren), unterstützen das so genannten *Texture-Mapping* [Wat02] in Hardware. Es handelt sich dabei um eine Technik, bei der beliebige Bilddaten auf den Dreiecken<sup>2</sup> eines 3D-Objekts platziert werden können, um diesen eine detailreiche Darstellung der Oberfläche zu verleihen.

Zu diesem Zweck werden die Vertices der Dreiecke um so genannten Textur-Koordinaten erweitert, welche die Zuordnung der Eckpunkte zu Positionen innerhalb der Bilddaten der Oberfläche – der Textur – definieren. Für beliebige Punkte innerhalb eines Dreiecks kann mit Hilfe einer linearen Interpolation auf eine korrespondierende Position in der Textur geschlossen werden, so dass eine vollständige Abbildung des Bildes auf die Oberfläche des Dreiecks möglich ist (vgl. Abb. 7.6).

*Texture-Mapping* kann für die Visualisierung von Volumen verwendet werden, indem einzelne Schichten des Volumens transparent übereinander dargestellt werden. Die Geometrie der Schichten – in diesem Zusammenhang auch *Proxy-Geometrie* genannt – wird jeweils aus einer Triangulierung der Schnittfläche

<sup>2</sup>Oberflächen von 3D-Objekten werden in der Computergrafik standardmäßig durch ein Netz von Polygonen approximiert [BGZ96, Wat02], deren Eckpunkte in diesem Zusammenhang *Vertices (Singular: Vertex)* genannt werden. Da jedes Polygon durch Triangulation in eine Menge an Dreiecken zerlegt werden kann, werden in diesem Text o.B.d.A. nur Dreiecke verwendet.



**Abbildung 7.6:** Beispiel für 2D-Texture-Mapping. Links: Zwei Dreiecke aufgespannt durch die Vertices  $v_1$ ,  $v_2$ ,  $v_3$  und  $v_4$  und den korrespondierenden Textur-Koordinaten  $(s_1, t_1)$ ,  $(s_2, t_2)$ ,  $(s_3, t_3)$  und  $(s_4, t_4)$ . Rechts: Bilddaten der Textur mit den für die beiden Dreiecke ausgewählten Regionen.

des Volumens mit einer Ebene bestimmt. Als Textur werden die Bilddaten des Volumens auf dieser Ebene verwendet.

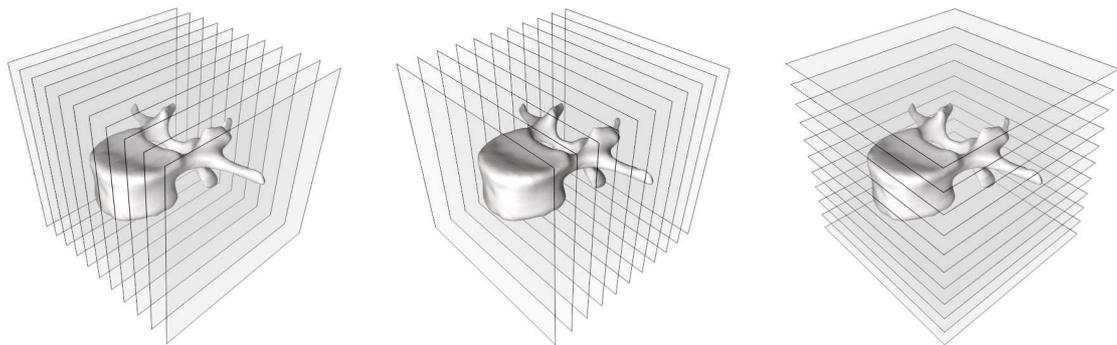
Für die Wahl der Schnittebenen können prinzipiell zwei Ansätze unterschieden werden:

- **Ausrichtung am Volumen (2D-Texture-Slicing)** – Es werden in einem einmaligen Schritt drei Stapel von Schichten erzeugt, die an den Koordinatenachsen des Volumens ausgerichtet sind (siehe Abb. 7.7). Während der Visualisierung wird der Stapel dargestellt, dessen Stapelrichtung den geringsten Winkel zur aktuellen Blickrichtung des Beobachters aufweist.
- **Ausrichtung an der Bildebene (3D-Texture-Slicing)** – Es werden für jede Visualisierung dynamisch Schnitte durch das Volumen erzeugt, wobei die zugehörigen Schnittebenen senkrecht zur Blickrichtung des Beobachters stehen (vgl. Abb. 7.8) und der dazwischenliegende Abstand frei gewählt werden kann.

Da die Schnittebenen nicht statisch an dem Volumen ausgerichtet sind, können die auf den Schichten dargestellten Schnittbilder nicht in einem Vorverarbeitungsschritt berechnet werden. Es kommt deshalb eine Erweiterung des *Texture-Mappings* auf 3D-Texturen zum Einsatz, bei der für die Texturkoordinaten 3D-Positionen innerhalb eines Volumens möglich sind. Innerhalb der Dreiecke werden diese Koordinaten linear interpoliert und zur Bestimmung der Farbe und der Transparenz in der 3D-Textur nachgeschlagen, wobei für Subvoxel-Positionen eine trilineare Interpolation verwendet wird. Es wird somit das Schnittbild für die jeweilige Schicht dynamisch über die Grafikhardware berechnet.

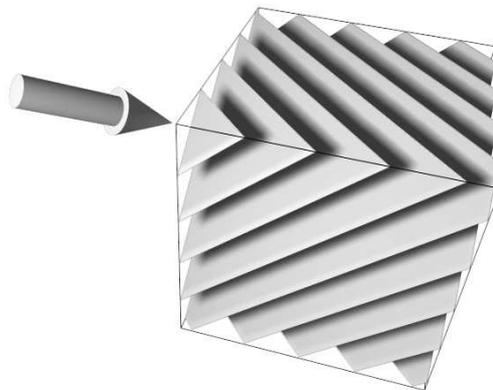
Beide Ansätze besitzen spezifische Vor- und Nachteile. Während 2D-Texture-Mapping heutzutage praktisch von jeder Grafikhardware unterstützt wird und somit der erste Ansatz universell verwendet werden kann, ist 3D-Texture-Mapping erst auf aktuelleren Karten möglich. Aufgrund der dynamischen Berechnung der Schnittebenen, der trilinearen Interpolation und der komplexeren Speicheradressierung ist 3D-Texture-Slicing potentiell langsamer, benötigt jedoch nur eine Kopie des Volumens, während der auf 2D-Texture-Mapping basierende Ansatz drei Stapel an Schichtbildern erfordert und damit einen dreimal höheren Speicherbedarf besitzt.

Der Zeitbedarf wird bei beiden Methoden durch das mehrfache, transparente Überzeichnen großer Bildbereiche dominiert, während die Übertragung von Geometrie-Informationen an die Grafikkarte eine untergeordnete Bedeutung besitzt. Die Verfahren profitieren deshalb von einer Reduktion der zu visualisierenden



(a) Schichten entlang der  $X$ -Achse    (b) Schichten entlang der  $Y$ -Achse    (c) Schichten entlang der  $Z$ -Achse

**Abbildung 7.7:** Die drei für das 2D-Texture-Slicing nötigen Schicht-Stapel.

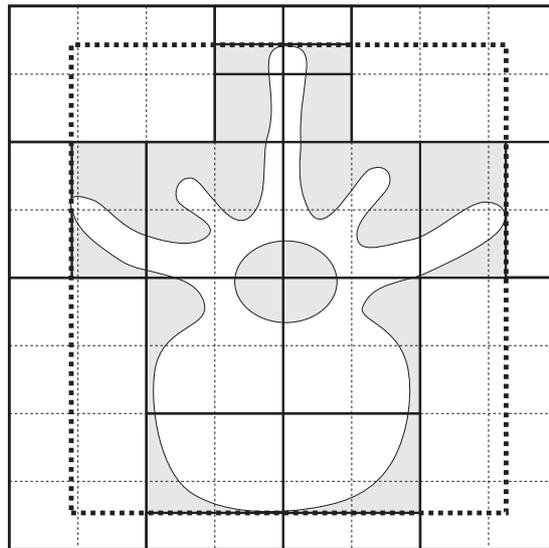


**Abbildung 7.8:** Ausrichtung der Schichten bei 3D-Texture-Slicing abhängig von der Blickrichtung der Visualisierung (Pfeil).

Voxel, wobei die in Abschnitt 7.2.1.1 beschriebene Auswahl des dargestellten Grauwertbereichs die Rolle einer Schwellwert-Segmentierung des Hintergrunds – bestehend aus vollständig transparenten Voxeln mit Grauwert 0 – übernimmt. Für die Voxel des Vordergrunds mit Grauwerten größer 0 kann dann ein an den Achsen des Koordinatensystems des Volumens ausgerichteter umgebender Quader – eine so genannte *Bounding-Box* – ermittelt werden, der den dargestellten Bereich des Volumens festlegt.

Für das 2D-Texture-Slicing kann, da die Schichten statisch sind, eine zusätzliche Optimierung zur Reduktion der Voxel angewandt werden. Dabei wird jede Schicht mittels eines rekursiven Unterteilungsschemas – einem so genannten *Quad-Tree* [JKS95] – bis zu einer vorgegebenen Tiefe  $d$  in Blöcke unterteilt. Diese können in die Zustände *Leer* und *Besetzt* unterschieden werden, je nachdem ob sie komplett zum Hintergrund gehören oder mindestens einen Voxel des Vordergrunds enthalten (siehe Abb. 7.9). Während des Renderings müssen dann nur die besetzten Blöcke transparent dargestellt werden. Die Verwendung eines *Quad-Trees* vermindert dabei die Menge an nötigen Geometrie-Daten, da besetzte Blöcke zu größeren Einheiten zusammengefasst und als einzelne Vierecke gerendert werden können.

Mittels einer höheren Unterteilungstiefe  $d$  kann die Region des Vordergrunds genauer approximiert werden, wobei jedoch der Umfang der Geometrie-Daten für eine Schicht zunimmt, so dass hier für eine optimale Geschwindigkeit eine Abwägung getroffen werden muss. Für die Versuche in dieser Arbeit wurde  $d = 4$  gewählt. Tabelle 7.2 zeigt die Effizienz der Unterteilung mittels des *Quad-Trees* im Vergleich zur Verwendung einer einfachen *Bounding-Box* für einen *CT*-Datensatz eines proximalen Femurs.



**Abbildung 7.9:** Quad-Tree-Unterteilung mit  $d = 3$  für eine Schicht durch einen Wirbel. Dunkle Rechtecke zeigen den Bereich der gespeicherten und dargestellten Voxel. Zum Vergleich ist eine einfache Bounding-Box für das Objekt ebenfalls gezeigt (gepunktetes Rechteck).

Die Anzahl der für die Registrierung zugänglichen *DRRs*, die pro Sekunde durch die texturbasierten Verfahren erzeugt werden können, entspricht nicht direkt den *Frames Per Second (FPS)*-Angaben in Tabelle 7.2, da das jeweilige Bild vom Speicher der Grafikkarte für die weitere Verarbeitung in den Hauptspeicher des Rechners transferiert werden muss. Dies ist ein Vorgang, der bis zu 45% des gesamten Zeitbedarfs für die Erzeugung eines *DRRs* bestimmt. Die Tabelle 7.2 enthält deshalb auch eine Zeitmessung der erreichbaren *DRRs* pro Sekunde, die diesen Kopiervorgang beinhaltet.

Bezüglich der Qualität der erzeugten Bilder ist 3D-Texture-Slicing der 2D-Variante überlegen. Dafür können folgende Gründe angeführt werden:

- Es ergibt sich eine inhomogene Verteilung der Helligkeit innerhalb eines *DRRs*, da aufgrund der perspektivischen Projektion die Winkel der den Pixeln zugeordneten Sichtstrahlen zur Stapelrichtung der Schichten des Volumens innerhalb eines Bildes variiert (siehe hierzu Abb. 7.10(a) und Abb. 7.11). Dies verändert den Abstand der Abtastpunkte entlang eines einzelnen Strahls –  $\delta\lambda$  in Gleichung (7.2) –, so dass bei gleicher Wegstrecke durch das Volumen eine unterschiedliche Anzahl an Voxelintensitäten aufsummiert wird. Dieser Effekt tritt bereits beim 3D-Texture-Slicing auf, ist dort aber geringer ausgeprägt, da aufgrund der Ausrichtung der Schichten an der Blickrichtung die entsprechenden Winkel betragsmäßig kleiner sind<sup>3</sup>.
- Die Abhängigkeit des Abstandes der Abtastpunkte vom Winkel der Sichtstrahlen zur Stapelrichtung führt zu Helligkeitsänderungen nicht nur innerhalb eines Bildes, sondern über mehrere *DRRs* aus unterschiedlichen Ansichten hinweg. Dieser Effekt ist besonders ausgeprägt, wenn im Winkelbereich von  $45^\circ$  von einem Stapel zum Nächsten gewechselt wird und sich die zu den einzelnen Pixeln korrespondierenden Winkel sprunghaft ändern (siehe Abb. 7.10(b)). Die dabei auftretenden Helligkeitsänderungen sind deutlich in den *DRRs* erkennbar.
- 2D-Texture-Slicing verwendet nur eine bilineare Interpolation auf den Schichten, so dass keine Information zwischen diesen dargestellt werden kann. Dies führt bei ungünstigen Aufnahmerichtungen – vor allem bei Kamerapositionen im oder nahe des Volumens – zu einer Unterabtastung des Volumens und zu deutlich sichtbaren Artefakten (siehe Abb. 7.11).

<sup>3</sup>Um die inhomogene Helligkeitsverteilung vollständig zu verhindern, sind Ansätze nötig, bei denen die 3D-Texturen auf Schalen einer Kugel um die Kamera des Visualisierungssystems dargestellt werden [Wat02].

## 7.2. ABLAUF DER INTENSITÄTSBASIERTEN REGISTRIERUNG

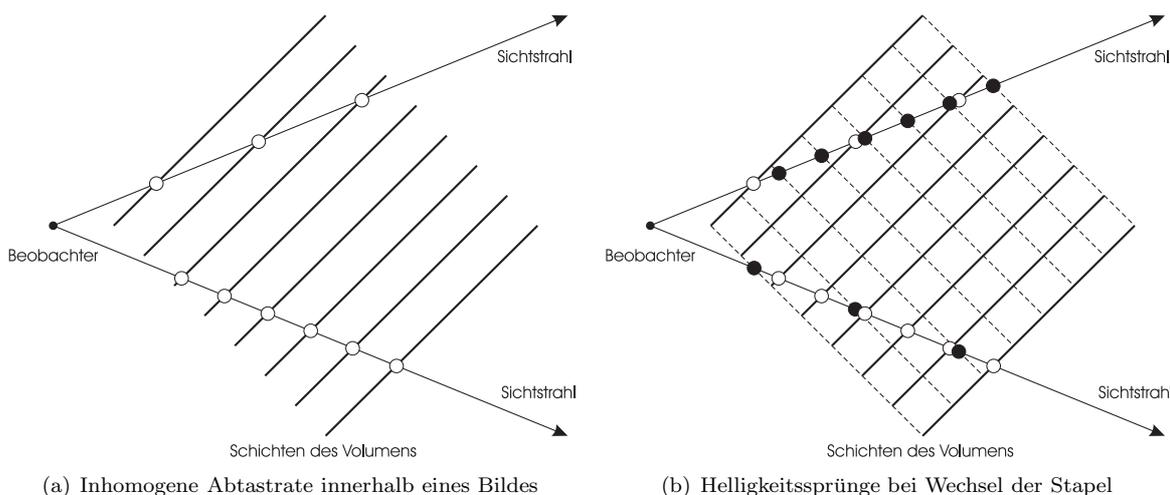
| Volumengröße $128^3$ Voxel                          |                    |              |                    |
|---|--------------------|--------------|--------------------|
| Verfahren<br>Voxel-Reduktion                        | 2D-Texture-Slicing |              | 3D-Texture-Slicing |
|   | Quad-Tree          | Bounding-Box | Bounding-Box       |
| Anteil verwendeter Voxel                            | 7,2%               | 46%          | 42%                |
| Anzahl gezeichneter Pixel als Faktor der Bildgröße* | 5,8                | 28,6         | 29,8               |
| FPS   | 119                | 63           | 51                 |
| DRRs pro Sekunde                                    | 66                 | 44           | 35                 |

| Volumengröße $256^3$ Voxel                          |                    |              |                    |
|---|--------------------|--------------|--------------------|
| Verfahren<br>Voxel-Reduktion                        | 2D-Texture-Slicing |              | 3D-Texture-Slicing |
|   | Quad-Tree          | Bounding-Box | Bounding-Box       |
| Anzahl verwendeter Voxel                            | 8,8%               | 46,7%        | 43,2%              |
| Anzahl gezeichneter Pixel als Faktor der Bildgröße* | 12,4               | 57,4         | 59,7               |
| FPS   | 61                 | 34           | 19                 |
| DRRs pro Sekunde                                    | 43                 | 27           | 16                 |

\*Dieser Wert bezieht sich auf die Summe der Flächen, die jeweils bei der transparenten Darstellung der einzelnen Schichten des Volumens betroffen sind, unter Berücksichtigung der mehrfachen Überzeichnung der Pixel.

**Tabelle 7.2:** Zeitmessungen für die texturbasierte Erzeugung der DRRs für den CT-Datensatz eines proximalen Femur (siehe Abb. 7.11) mit Volumen der Größe  $128^3$  und  $256^3$ . Die Daten basieren auf Durchschnittswerten eines Testlaufs mit der Erzeugung von  $512 \times 512$ -DRRs für 360 verschiedene Ansichten auf einem 1400 Mhz Pentium-4 Rechner und einer NVIDIA GeForceFX 5900-Grafikkarte.

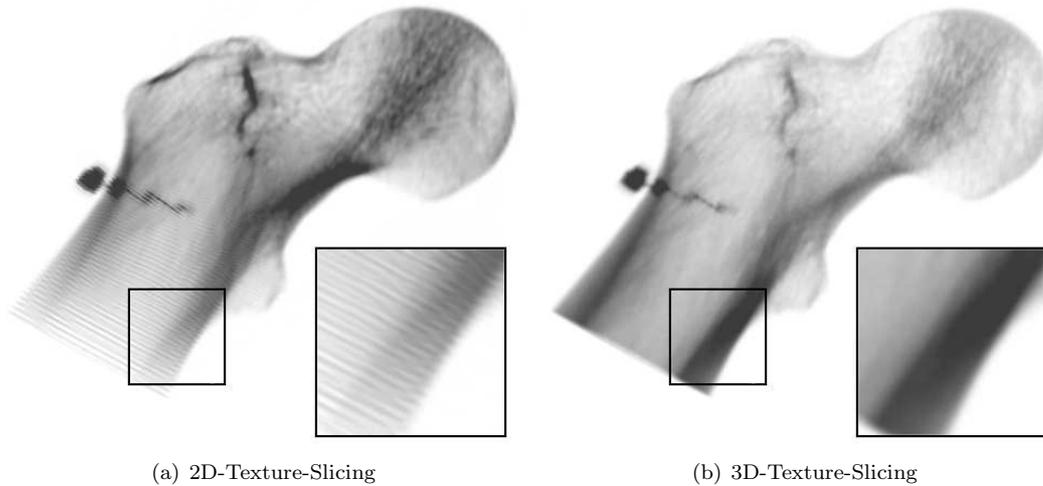


**Abbildung 7.10:** (a) Variierende Abstände der Abtastpunkte – markiert durch  $\circ$  – innerhalb eines Bildes aufgrund unterschiedlicher Winkel der Sichtstrahlen zum Schichtstapel, (b) Helligkeitssprünge bei Wechsel der Schichtstapel (durchgezogene bzw. gestrichelte Linien) durch Veränderung der Abstände der Abtastpunkte – markiert durch  $\circ$  bzw.  $\bullet$ .

Trotz der verminderten Qualität ist 2D-Texture-Slicing für die intraoperative 2D/3D-Registrierung aufgrund der hohen Geschwindigkeit attraktiv. Abschnitt 7.4.4.3 zeigt experimentell die Auswirkungen der geschilderten Artefakte in den Bildern auf die Ergebnisse der Registrierung im Vergleich zu 3D-Texture-Slicing.

### 7.2.4 Nachbearbeitung der DRRs

Wie in Abschnitt 7.2.1.1 beschrieben, wird das Volumen im Rahmen der Vorverarbeitung auf eine ROI beschränkt, so dass eine Beschleunigung der Erzeugung der DRRs und eine Stabilisierung der Registrie-



**Abbildung 7.11:** (a) Inhomogene Verteilung der Helligkeit und Artefakte aufgrund der Unterabtastung bei 2D-Texture-Slicing, (b) dieselbe Ansicht zum Vergleich mittels 3D-Texture-Slicing erzeugt.

zung durch einen Verwurf von nicht für die Anwendung relevanten Volumen-Informationen – z.B. weitere in der CT vorhandene Knochen – erzielt wird.

Die DRRs stellen damit nur einen Teil der anatomischen Strukturen des Patienten dar, während die übrigen Bildanteile leer sind. Ähnlich wie bei der Maskierung der Röntgenbilder des C-Bogens in 7.2.1.1 ist es sinnvoll, diese leeren Bereiche von der Auswertung durch eines der Vergleichsmaße in 7.2.5 auszuschließen und nur diejenigen Pixel einfließen zu lassen, die sowohl im DRR als auch im Röntgenbild Informationen über das betrachtete Objekt beinhalten.

Da nicht im Volumen repräsentierte Bereiche während der Erzeugung des DRRs auf 0 gesetzt werden bzw. für diese keine Voxel-Intensitäten aufsummiert werden, ist eine einfache Segmentierung mittels eines Schwellwertes ausreichend, um diese Regionen zu identifizieren. Abb. 7.12(b) verdeutlicht dies anhand des DRRs  $I_{\text{DRR}ij}$  (siehe Abb. 7.12(a)) für die  $j$ -te Röntgenansicht in der  $i$ -ten Iteration der Optimierung. Wie in Abschnitt 7.2.1.2 wird die segmentierte Region  $S_{ij}$  für die weitere Verarbeitung mittels des RLE-Verfahrens gespeichert.

Die unmittelbare Umgebung der segmentierten Region im DRR sollte mit in die Berechnung des Vergleichsmaßes einfließen, da diese wichtige Informationen über die Abgrenzung des betrachteten Objektes vom Hintergrund enthält. Konkret bedeutet in dieser Region ein Pixel unter dem Schwellwert nicht, dass dort das DRR keine Aussage über die Intensitäten des Röntgenbildes liefert und daher kein Vergleich der Grauwerte möglich ist, sondern dass dort keine knöcherne Struktur mehr vorhanden ist. Es wird deshalb  $S_{ij}$  mittels der so genannten Dilatation – einem morphologischen Operator für Binärbilder [JKS95, Dav97] – um einen zusätzlichen Saum mit einer vom Benutzer wählbaren Breite erweitert (siehe Abb. 7.12(c)). Dies glättet auch die Segmentierung und schließt Lücken innerhalb der segmentierten Region, wie sie in Abb. 7.12(b) erkennbar sind.

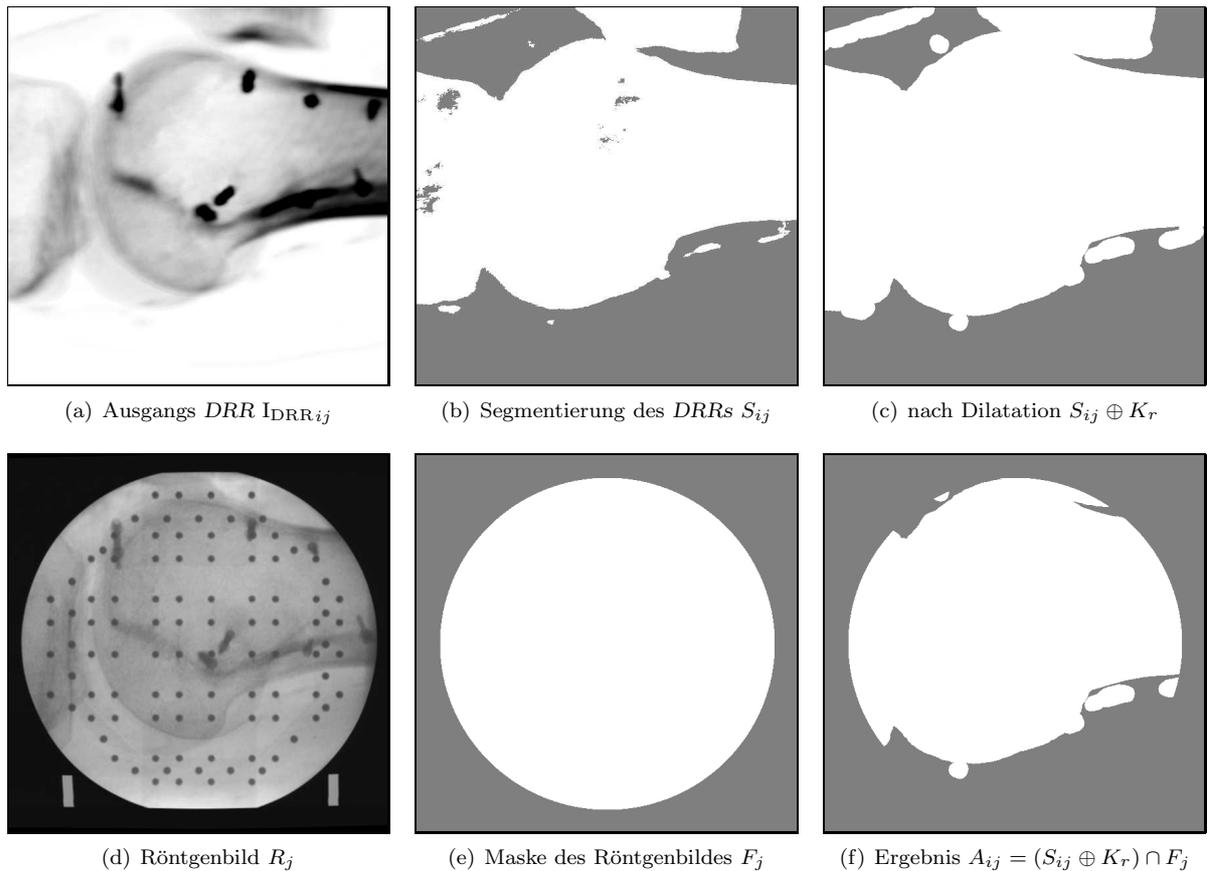
Die Dilatation  $A \oplus B$  für zwei Regionen  $A$  und  $B$  wird durchgeführt, indem im Ergebnisbild an jeder Position eines gesetzten Pixels in  $A$  eine verschobene Kopie von  $B$  platziert wird.  $B$  wird in diesem Zusammenhang als strukturierendes Element bezeichnet und wie in dieser Arbeit zur Dilatation von  $S_{ij}$  meist durch eine kreisförmige Region  $K_r$  festgelegt. Der Radius  $r$  ist dabei frei wählbar und bestimmt das Ausmaß der Vergrößerung der ursprünglichen Region durch den Operator.

Für die Bestimmung der endgültigen Auswertungsregion  $A_{ij}$  des Vergleichsmaßes für das  $j$ -te Röntgenbild wird ein Schnitt mit der bereits in 7.2.1.2 eingeführten Region  $F_j$  durchgeführt (vgl. Abb. 7.12(e) und

Abb. 7.12(f):

$$A_{ij} = (S_{ij} \oplus K_r) \cap F_j \quad (7.4)$$

Die Verwendung der *RLE*-Datenstruktur erlaubt die effiziente und dynamische Auswertung von (7.4) für die erzeugten *DRRs*. So beträgt der Aufwand für die Erzeugung der Maske nach (7.4) einschließlich der Segmentierung des *DRRs* weniger als 5% des Gesamtaufwands für einen Registrierungsschritt, d.h. der Erzeugung des *DRRs* und der Maske  $A_{ij}$  sowie der Auswertung des Ähnlichkeitsmaßes.  $S_{ij}$  und  $A_{ij}$  können dabei in der für diese Arbeit erstellten Implementierung auf einem 1400 Mhz PC ca. 130 mal pro Sekunde bei einer Bildgröße von  $768 \times 576$  Pixel und einem Radius  $r = 5$  Pixel für das strukturierende Element erzeugt werden.



**Abbildung 7.12:** Schritte zur Bestimmung der Auswertungsregion für das Vergleichsmaß anhand eines DRRs und eines Röntgenbildes eines menschlichen Knies. Helle Pixel in den Abbildungen (b), (c), sowie (e) und (f) repräsentieren die jeweils ausgewählte Region.

### 7.2.5 Quantitativer Vergleich der Ähnlichkeit zweier Bilder

Für die quantitative Bewertung der Ähnlichkeit zweier Bilder  $I_R$  und  $I_{DRR}$  innerhalb einer Bildregion  $A$  kommen Funktionen der Form  $m : \text{Maske} \times \text{Bild} \times \text{Bild} \mapsto \mathbb{R}$  zum Einsatz. Das Ergebnis einer Auswertung von  $m(A, I_R, I_{DRR})$  ist positiv korreliert zur Ähnlichkeit der Bilder, d.h. je größer der Wert desto ähnlicher ist  $I_R$  zu  $I_{DRR}$  in dem Bereich  $A$ . Eine sinnvolle Wahl der Funktion  $m$  besitzt somit ein globales Maximum wenn  $I_R$  identisch zu  $I_{DRR}$  ist.

Alternativ kann auch der Fehler bzw. der Abstand mittels einer Fehlerfunktion bestimmt werden, die ein Minimum  $m(A, I_R, I_{DRR}) = 0$  besitzt, wenn die Intensitäten aller Pixel der Region  $A$  in  $I_R$  und  $I_{DRR}$  gleich

sind. Die Betrachtung der Ähnlichkeit und des Fehlers sind zueinander duale Konzepte und bestimmen nur die Art der Optimierung – d.h. Minimierung oder Maximierung – während der Registrierung.

Das wohl einfachste Fehlermaß zum Vergleich zweier Bild ist die Summe der Beträge in den Differenzen (*Mean of absolute Difference (MAD)*) der Intensitäten korrespondierender Pixel  $I_{\text{DRR}}(x, y)$  und  $I_{\text{R}}(x, y)$  in den beiden Bildern für Punkte  $(x, y)$  innerhalb der Auswertungsregion  $A$  [Rot00]:

$$m_{\text{MAD}}(A, I_{\text{DRR}}, I_{\text{R}}) = \frac{1}{|A|} \sum_{(x,y) \in A} |I_{\text{DRR}}(x, y) - I_{\text{R}}(x, y)| \quad (7.5)$$

Das Maß besitzt ein Minimum mit  $m_{\text{MAD}}(A, I_{\text{DRR}}, I_{\text{R}}) = 0$  bei in  $A$  identischen Bildern  $I_{\text{DRR}}$  und  $I_{\text{R}}$ . Wie [PWL<sup>+</sup>98] ausführt, ist dieser Idealfall in der Realität nicht zu erreichen, da sich die in der CT erfassten Strukturen von denen in den Röntgenbildern unterscheiden. Gründe hierfür sind:

- Zum Zeitpunkt der Aufnahme des Volumens  $V$  befindet sich der Patient in einer anderen Lage als in  $I_{\text{R}}$  dargestellt. Dies führt zu einer Deformation von Weichgewebe und an den Gelenken zur Bewegung von knöchernen Strukturen zueinander. Die Form des Weichgewebes kann auch vom Atmungszustand bzw. Darm- und Blaseninhalt abhängen. Bei größeren Zeitspannen zwischen den beiden Aufnahmezeitpunkten kann sich Weichgewebe durch die Gewichtsabnahme bei schwer erkrankte Patienten verändern, z.B. bei Tumorerkrankungen.
- Durch den Eingriff werden die anatomischen Strukturen bearbeitet, z.B. wird das Weichgewebe bei der Öffnung des Patienten zerschnitten und für den operativen Zugang gespreizt.
- Während des Eingriffes können sich zusätzliche Objekte, wie medizinische Instrumente oder Teile des Operationstisches, im Strahlengang befinden. Auch der Kalibrierkörper für die Verfahren aus den Kapiteln 2 bis 5 ist hier zu berücksichtigen.
- Der CT-Datensatz stellt nur einen quaderförmigen Ausschnitt des 3D-Raums dar, während das Röntgenbild  $I_{\text{R}}$  alle und damit gegenüber dem  $I_{\text{DRR}}$  zusätzliche Strukturen im Strahlengang erfasst. Im  $I_{\text{DRR}}$  sind im ungünstigen Fall auch die Grenzflächen des CT-Volumens erkennbar.

Darüber hinaus unterscheiden sich auch die Bilderzeugungsprozesse für  $I_{\text{DRR}}$  und  $I_{\text{R}}$  erheblich voneinander und bewirken dadurch Differenzen in den resultierenden Bildern:

- CT-Geräte verwenden Röntgenstrahlen mit einer Energie von ca. 80 keV während C-Bogenanlagen im Bereich von 50-60 keV arbeiten [PWL<sup>+</sup>98]. Da der Abschwächungskoeffizient  $\mu_{\lambda}$  von dieser Energie abhängt (es besteht eine physikalische Kopplung zwischen Energie und Wellenlänge  $\lambda$  einer Strahlung), ergeben sich unterschiedliche Abbildungseigenschaften des selben Gewebes bei CT und C-Bogen.
- Die vom C-Bogengerät durchgeführte Transformation von der auf der Detektorfläche des Bildverstärkers auftreffenden Intensität der Röntgenstrahlung in die Grauwerte des Ergebnisbildes ist in der Regel nicht bekannt und wird während der Erzeugung des DRRs nicht modelliert.
- Die Visualisierungsverfahren aus Abschnitt 7.2.3 ignorieren den Effekt der Streuung der Strahlen.
- Die C-Bogenbilder unterliegen Schwankungen in den Intensitäten der Pixel aufgrund einer inhomogenen Verteilung der Röntgenstrahlung (Heel-Effekt, Abschnitt 2.1.1.1 auf Seite 15) und des in der Elektronenoptik des Bildverstärkers verursachten Effekts der Vignettierung.
- Artefakte hervorgerufen durch die Visualisierungstechnik für die Erzeugung des DRRs. Dies beinhaltet *Aliasing*-Artefakte während der Neuabtastung des Volumens oder Rundungsfehler aufgrund der limitierten Genauigkeit von nur 8 Bit in der Auswertung der Summe in Gleichung (7.2) bei den auf *Texture-Slicing* basierenden Verfahren aus Abschnitt 7.2.3.3. Hier sind auch die speziellen, auf Seite 128 beschriebenen Probleme bezüglich der Qualität der Ergebnisbilder bei 2D-Texture-Slicing anzuführen.

- Weitere Unterschiede zwischen  $I_{\text{DRR}}$  und  $I_{\text{R}}$  resultieren aus Rauschen im Bildverstärker, auf dem Signalweg zum Navigationssystem und während der Digitalisierung des Bildes.

Aus der Betrachtung dieser Ursachen für mögliche Unterschiede zwischen den Bildern wird ersichtlich, dass  $I_{\text{R}}$  und  $I_{\text{DRR}}$  auch bei perfekter Überlagerung im Allgemeinen nicht übereinstimmende Intensitäten aufweisen werden und dass insbesondere  $m_{\text{MAD}}$  wegen der implizit angenommen Gleichheit der Pixel kein gutes Maß für den Vergleich darstellt. Weiterführende, bezüglich der dargestellten Probleme robustere Ansätze werden in dem nun folgenden Abschnitt erläutert.

### 7.2.5.1 Vergleichsmaße für die intraoperative Registrierung

Es existieren zahlreiche Verfahren für den quantitativen Vergleich von Bildern in der Literatur, die meist auf statistischen oder informationstheoretischen Konzepten beruhen. [PWL<sup>+</sup>98, Wei03] bieten eine Übersicht hierzu.

Aufgrund des intraoperativen Einsatzes der Registrierung beschränkt sich dieser Abschnitt nur auf schnell auswertbare Verfahren. Dies beinhaltet die statistische Maße des Korrelationskoeffizienten (*Normalized Cross Correlation (NCC)*) und Rangordnungs-Korrelationskoeffizienten nach Spearman (*Spearman Rank Order Correlation Coefficient (SROCC)*), das informationstheoretische Maß *Mutual Information (MI)* sowie zwei lokal ausgewertete Varianten des Korrelationskoeffizienten: *Sum of localized normalized Correlation (SLNC)* und *Variance weighted sum of localized normalized Correlation (VLNC)*.

#### Korrelationskoeffizient (Normalized Cross Correlation NCC)

Dieses statistische Maß, auch Korrelationskoeffizient nach Bravais-Pearson genannt, liefert eine Bewertung des linearen Zusammenhangs zwischen zwei Zufallsvariablen und wird durch die folgende Formel berechnet [FKPT97]:

$$m_{\text{NCC}}(A, I_{\text{DRR}}, I_{\text{R}}) = \frac{\text{cov}(A, I_{\text{DRR}}, I_{\text{R}})}{\sqrt{\text{var}(A, I_{\text{DRR}})} \cdot \sqrt{\text{var}(A, I_{\text{R}})}} \quad (7.6)$$

Dabei werden die Kovarianz  $\text{cov}$  bzw. die Varianz  $\text{var}$  jeweils innerhalb der Bildregion  $A$  für die Intensitäten der Pixel von  $I_{\text{DRR}}$  und  $I_{\text{R}}$  ausgewertet. Konkret kann (7.6) für zwei Bilder empirisch abgeschätzt werden durch:

$$m_{\text{NCC}}(A, I_{\text{DRR}}, I_{\text{R}}) = \frac{\sum_{(x,y) \in A} (I_{\text{R}}(x,y) - \bar{I}_{\text{R}}) \cdot (I_{\text{DRR}}(x,y) - \bar{I}_{\text{DRR}})}{\sqrt{\sum_{(x,y) \in A} (I_{\text{R}}(x,y) - \bar{I}_{\text{R}})^2} \cdot \sqrt{\sum_{(x,y) \in A} (I_{\text{DRR}}(x,y) - \bar{I}_{\text{DRR}})^2}} \quad (7.7)$$

Die Notation  $\bar{X}$  bezeichnet dabei den Mittelwert der Werte von  $X$ .  $\bar{I}_{\text{R}}$  ist somit der Durchschnitt der Intensitäten von Bild  $I_{\text{R}}$ . Der Wertebereich der Funktion  $m_{\text{NCC}}$  ist das Intervall  $[-1; 1]$ , wobei die Extremwerte  $-1$  und  $1$  auf einen negativen bzw. positiven linearen Zusammenhang hindeuten, d.h.

$$I_{\text{R}}(x,y) = m \cdot I_{\text{DRR}}(x,y) + t \quad (7.8)$$

für  $(x,y) \in A$  und  $m, t \in \mathbb{R}$  gilt. Dies entspricht der in der Bildverarbeitung häufig eingesetzten Transformation zur Veränderung der Helligkeit und des Kontrastes eines Bildes. Die *NCC* ist somit invariant gegenüber dieser Bildeigenschaften.

Die Auswertung von (7.6) kann unter der Berücksichtigung des Verschiebungssatzes für die Kovarianz bzw. der Varianz effizient, insbesondere in nur einem Durchgang durch die beiden Bilder, erfolgen [FKPT97].

Die *NCC* ist eine häufig verwendete Vergleichsfunktion für Röntgenbilder mit *DRRs* [PWL<sup>+</sup>98, LaR01, Wei03], da für diese Anwendung ein linearer Zusammenhang der Form (7.8) aufgrund der physikalischen Modellierung der Bilderzeugung in 7.2.3.1 zu erwarten ist.

Allerdings reagiert dieses Maß sehr empfindlich auf Regionen, für welche die Linearitätsannahme nicht gilt – z.B. wenn Teile der in der *CT* abgebildeten Struktur in den Röntgenbildern durch Metallgegenstände, wie Komponenten des Operationstisches oder medizinische Instrumente, verdeckt sind.

### Rangordnungs-Korrelationskoeffizient nach Spearman [FKPT97]

Der Rangordnungs-Korrelationskoeffizient nach Spearman (*Spearman Rank Order Correlation Coefficient (SROCC)*) besitzt wie die *NCC* ebenfalls einen Wertebereich von  $[-1; 1]$ . Statt eines linearen Zusammenhangs misst dieses Maß jedoch den Grad des monotonen Zusammenhangs zwischen den Intensitäten, d.h. die Extremwerte 1 und -1 werden erreicht, wenn

$$I_R(x, y) = f(I_{DRR}(x, y)) \quad (7.9)$$

mit einer monoton steigenden oder fallenden Funktion  $f$  für die Pixel der Auswertungsregion gilt.

Bei der Auswertung erfolgt ein Übergang von den Intensitäten zu deren Rängen, für die der Bravais-Pearson Korrelationskoeffizient angewandt wird:

$$msROCC(A, I_{DRR}, I_R) = \frac{\sum_{(x,y) \in A} (\text{rg}(I_R(x, y)) - \overline{\text{rg}(I_R)}) \cdot (\text{rg}(I_{DRR}(x, y)) - \overline{\text{rg}(I_{DRR})})}{\sqrt{\sum_{(x,y) \in A} (\text{rg}(I_R(x, y)) - \overline{\text{rg}(I_R)})^2} \cdot \sqrt{\sum_{(x,y) \in A} (\text{rg}(I_{DRR}(x, y)) - \overline{\text{rg}(I_{DRR})})^2}} \quad (7.10)$$

Der Rang  $\text{rg}(I)$  einer Intensität  $I$  ist dabei deren Position in einer sortierten Liste aller auftretenden Intensitäten. Bei mehrfach vorkommenden Intensitäten (engl. so genannten *Ties*) wird diesen jeweils der durchschnittliche Rang zugewiesen.

Der Aufbau und das Sortieren der Listen für  $I_R(x, y)$  und  $I_{DRR}(x, y)$  mit  $(x, y) \in A_i$  kann mit Hilfe der Histogramme  $h_R$  und  $h_{DRR}$  sowie dem gemeinsamen Histogramm  $h_{\text{joint}}$  vermieden werden. Das gemeinsame Histogramm enthält Zähler für die Tupel  $(I_R(x, y), I_{DRR}(x, y))$ , während  $h_R$  und  $h_{DRR}$  nur die Vorkommen der einzelnen Intensitäten  $I_R(x, y)$  bzw.  $I_{DRR}(x, y)$  zählen.

Der Rang einer Intensität  $j$  ergibt sich dann aus der Summe der Histogramm-Zähler der Intensitäten  $i$  kleiner  $j$  sowie dem halben Wert des Zählers für  $j$  um die *Ties* zu modellieren, d.h.

$$\text{rg}(j) = \left( \sum_{i < j} h_R(i) \right) + h_R(j)/2 \quad (7.11)$$

Eine weitere Vereinfachung kann erreicht werden, durch:

$$\overline{\text{rg}(I_R)} = \frac{1}{|A|} \sum_{(x,y) \in A} \text{rg}(I_R(x, y)) = \frac{1}{|A|} \sum_i^{|A|} i = \frac{|A| + 1}{2} \quad (7.12)$$

Für  $\overline{\text{rg}(I_{DRR})}$  ergibt sich ein analoges Ergebnis.

Der *SROCC* wurde in der bekannten Literatur für die intensitätsbasierte 2D/3D-Registrierung bislang noch nicht verwendet. Die Anwendung in dieser Arbeit zu diesem Zweck ist dadurch motiviert, dass der bei der *NCC* geforderte lineare Zusammenhang (7.8) in der Regel nur schwer bei der Erzeugung der *DRRs* zu erreichen ist (siehe Seite 132), insbesondere wenn von der C-Bogen-Anlage nichtlineare Intensitätstransformationen, wie z.B. eine Gammakorrektur, durchgeführt werden, die vom Navigationssystem nur schwer zu erfassen sind und eventuell die Einstellung zusätzlicher Parameter zur Linearisierung der Röntgenbilder erfordern.

### Mutual Information [Vio95]

*Mutual Information (MI)* ist ein Vergleichsmaß, das auf Konzepten der Informationstheorie beruht und bezüglich des funktionalen Zusammenhangs der Intensitäten  $I_R(x, y)$  und  $I_{DRR}(x, y)$  keine Forderungen hinsichtlich der Linearität oder Monotonie stellt. *MI* ist deshalb vor allem geeignet zur Registrierung von Bilddaten unterschiedlicher Modalitäten – z.B. die 3D/3D-Registrierung von *CT*- mit *MRT*-Volumen [WVA<sup>+</sup>96].

Für die Auswertung der *MI* wird die Entropie  $H$  für die Bilder  $I_R$  und  $I_{DRR}$  sowie die gemeinsame Entropie für die Tupel aufeinander abgebildeter Intensitäten in den Grauwerten  $(I_R(x, y), I_{DRR}(x, y))$  jeweils für die Pixel  $(x, y)$  der Auswertungsregion  $A$  berechnet:

$$H(I_R) = - \sum_{i=0}^{I_{max}} P_R(i) \log_2(P_R(i)) \quad (7.13)$$

$$H(I_{DRR}) = - \sum_{i=0}^{I_{max}} P_{DRR}(i) \log_2(P_{DRR}(i)) \quad (7.14)$$

$$H(I_R, I_{DRR}) = - \sum_{i=0}^{I_{max}} \sum_{j=0}^{I_{max}} P_{R,DRR}(i, j) \log_2(P_{R,DRR}(i, j)) \quad (7.15)$$

Die Wahrscheinlichkeiten  $P_R$  und  $P_{DRR}$  für das Auftreten eines Grauwerts  $i \in \{0, 1, \dots, I_{max}\}$  in den Bildern  $I_R$  und  $I_{DRR}$  sowie die Wahrscheinlichkeit  $P_{R,DRR}(i, j)$ , dass für ein Pixel  $(x, y)$   $I_R(x, y) = i$  und  $I_{DRR}(x, y) = j$  ist, werden auf Basis der bereits für die *SROCC* eingeführten Histogramme  $h_R$  und  $h_{DRR}$  sowie dem gemeinsamen Histogramm  $h_{joint}$  abgeschätzt. Die Entropie ist ein Maß für den durchschnittlichen Informationsgehalt (bzw. Unordnung) der Elemente der betrachteten Menge.

Ausgehend von den Gleichungen in (7.13)-(7.15) wird das *MI*-Maß definiert durch:

$$m_{MI}(A, I_{DRR}, I_R) = H(I_R) + H(I_{DRR}) - H(I_R, I_{DRR}) \quad (7.16)$$

Dieses Funktion besitzt ein Maximum wenn die Bilder  $I_R$  und  $I_{DRR}$  jeweils einen hohen Informationsgehalt besitzen, der aber in  $I_R$  und  $I_{DRR}$  redundant ist, so dass die gemeinsame Entropie  $H(I_R, I_{DRR})$  einen geringen Wert annimmt. Letzteres tritt dann auf, wenn die Strukturen in  $I_R$  und  $I_{DRR}$  exakt übereinander liegen und ein bestimmter Grauwert des einen Bildes jeweils auf eine nur geringere Anzahl unterschiedlicher Grauwerte des zweiten Bildes abgebildet wird, d.h. einzelne Tupel  $(I_R(x, y), I_{DRR}(x, y))$  der Intensitäten korrespondierender Pixel treten stark gehäuft auf.

Bei den Histogrammen besteht eine Wahlmöglichkeit für die Anzahl der Zähler, auf welche die Intensitäten abgebildet werden. So kann z.B. mit 256 Zähler eine Eins-zu-Eins Abbildung für 8 Bit Grauwerte erfolgen, oder es werden zusammenhängende Klassen von Intensitäten gebildet, die jeweils einen gemeinsamen Zähler verwenden. Die Reduktion der Zähler erlaubt eine schnellere Berechnung des *MI*-Wertes, sowie eine akkuratere Modellierung der Wahrscheinlichkeiten in den Gleichungen (7.13)-(7.15), da das in der verwendeten Stichprobe enthaltene Rauschen durch größere Klassen geglättet wird. In dieser Arbeit werden für die Histogramme jeweils zwei benachbarte Graustufen zu einer Klasse zusammengefasst, d.h. jeweils 128 Zähler für  $h_R$  und  $h_{DRR}$  bzw.  $128 \times 128$  Zähler für  $h_{joint}$  verwendet.

### Lokalisierte Varianten der *NCC* [LaR01]

Diese in [LaR01] für den Vergleich von Röntgenbildern mit *DRRs* vorgestellten Verfahren basieren auf der lokalen Auswertung der *NCC* für einzelne Regionen des Bildes, die aufsummiert bzw. gemittelt werden. Konkret wird die so genannte *Sum of localized normalized Correlation (SLNC)* berechnet durch:

$$m_{SLNC}(A, I_{DRR}, I_R) = \frac{1}{|Q|} \sum_{q \in Q} m_{NCC}(q \cap A, I_{DRR}, I_R) \quad (7.17)$$

wobei  $Q$  einander überlappende Regionen  $q$  für jeden Pixel enthält. Um eine schnelle Ausführung zu ermöglichen, werden für  $q$  typischerweise Rechtecke mit den Seitenlängen 5-15 Pixel verwendet, die zentriert auf den Pixeln platziert werden.

Die vom  $NCC$  bewertete Bedingung des linearen Zusammenhangs in Gleichung (7.8) wird dabei abgeschwächt zu:

$$I_R(x, y) = m(x, y) \cdot I_{DRR}(x, y) + t(x, y) \quad (7.18)$$

mit den lokal variierenden Parametern  $m(x, y)$  und  $t(x, y)$ . Dies stabilisiert die Registrierung, da Regionen für die keine lineare Abbildung sinnvoll möglich ist – z.B. bei durch Teile des Operationstisches oder medizinische Instrumente hervorgerufene unterschiedliche Bildinhalte in  $I_R$  und  $I_{DRR}$  – nicht mehr globale Auswirkungen wie bei der  $NCC$  besitzen.

In [LaR01] wird das Konzept der  $SLNC$  auf die so genannte *Variance weighted sum of localized normalized Correlation (VLNC)* erweitert:

$$m_{VLNC}(A, I_{DRR}, I_R) = \frac{\sum_{q \in Q} \text{var}(q \cap A, I_{DRR}) \cdot m_{NCC}(q \cap A, I_{DRR}, I_R)}{\sum_{q \in Q} \text{var}(q \cap A, I_{DRR})} \quad (7.19)$$

Die Funktion  $\text{var}$  berechnet dabei die Varianz in den Grauwerten innerhalb einer Region eines Bildes. Die  $VLNC$  gewichtet somit Regionen mit homogenen Intensitäten im  $DRR$  – z.B. Bereiche außerhalb der anatomischen Struktur – geringer. Die Intention der Gewichtung ist dabei ähnlich zur dynamischen Berechnung einer  $ROI$  in den  $DRRs$  in Abschnitt 7.2.4.

Die Auswertung von (7.17) als auch (7.19) kann sehr effizient durch die Anwendung rekursiver Filter durchgeführt werden [LaR01, Smi02]. Die Ausführungszeiten sind dann annähernd unabhängig von der Größe der lokalen Auswertungsregionen  $q$ .

## 7.2.6 Optimierung

Mathematische Algorithmen zur Optimierung dienen der Bestimmung von Extremstellen einer Funktion  $f : \mathbb{R}^N \mapsto \mathbb{R}$ , d.h. zur Lösung von Gleichungen der Form

$$\vec{x}_{opt} = \arg \max_{\vec{x}} f(\vec{x}) \quad \text{bzw.} \quad \vec{x}_{opt} = \arg \min_{\vec{x}} f(\vec{x}) \quad (7.20)$$

Für die Anwendung zur intensitätsbasierten Registrierung stützt sich die Funktion  $f$  auf einem Vergleichsmaß  $m$  aus Abschnitt 7.2.5 ab. Dessen Einordnung als ein Ähnlichkeits- oder Fehlermaß entscheidet über die Art der Optimierung, d.h. Maximierung oder Minimierung. Die folgenden Betrachtungen beziehen sich ohne Beschränkung der Allgemeinheit auf eine Minimierung der Funktion  $f$ , da die Maximierung von  $f(\vec{x})$  durch eine Minimierung von  $-f(\vec{x})$  erreicht werden kann.

Der nun folgende Abschnitt 7.2.6.1 zeigt die Definition von  $f$  für die intensitätsbasierte Registrierung. Konkrete Verfahren zur Lösung für (7.20) werden in 7.2.6.2 und 7.2.6.3 dargestellt.

### 7.2.6.1 Definition der Fehlerfunktion

Die Funktion  $f$  wird auf Basis eines Vergleichsmaßes  $m(A, I_R, I_{DRR}) : \text{Maske} \times \text{Bild} \times \text{Bild} \mapsto \mathbb{R}$  definiert, das für die Menge  $X$  der Röntgenbilder ausgewertet wird:

$$f(\vec{x}) = \sum_{j=1}^{|X|} m(A_j(\vec{x}), R_j, \text{render}(V, T(\vec{x}), C_j)) \quad (7.21)$$

Der Parametervektor  $\vec{x}$  besteht aus sechs Komponenten  $(\phi, \theta, \psi, t_x, t_y, t_z)^T$ , für die mittels der Funktion  $T$  eine homogene  $4 \times 4$ -Matrix [SB96] der Lage des Volumens  $V$  erstellt wird. In dieser wird  $V$  mittels der auf einem Verfahren zur Volumenvisualisierung basierenden Funktion  $\text{render}()$  in der durch die Kamera  $C_j$  definierten Ansicht dargestellt. Die Auswertungsregion  $A_j(\vec{x})$  aus Abschnitt 7.2.4 hängt funktional von  $\vec{x}$  ab, da sie dynamisch aus dem  $DRR$  ermittelt wird.

Zur Repräsentation der Orientierung wird die kompakte Darstellung durch Euler-Winkel  $\phi$ ,  $\theta$  und  $\psi$  (siehe Anhang C.3) verwendet. Um das dabei auftretende Problem von Singularitäten – des so genannten *Gimbal-Lock*, der Auslöschung von rotatorischen Freiheitsgraden durch das Zusammenfallen zweier Achsen aufgrund von vorangegangenen Drehungen – sowie um Rotation und Translation zu entkoppeln und eine Hebelwirkung für die rotatorischen Parameter zu vermeiden, wird die initiale Lage  $T_0$  des Volumens in zwei homogene Teilmatrizen  $B$  und  $C$  faktorisiert:

$$T_0 = B \cdot C \tag{7.22}$$

wobei  $C$  eine rigide Transformation ist, die das Volumen zentriert, d.h. den Mittelpunkt des  $CT$ -Datensatzes in den Ursprung  $\vec{0}$  verschiebt.  $B$  entspricht der initialen Lage für die Registrierung bezüglich des zentrierten Volumens. Für die Lagen  $T_i = T(\vec{x}_i)$  in den weiteren Iterationen wird die Darstellung

$$T(\vec{x}_i) = B \cdot T_{\text{rel}}(\vec{x}_i) \cdot C \tag{7.23}$$

verwendet. Die Funktion  $T_{\text{rel}}(\vec{x}_i)$  stellt die durch  $\vec{x}_i$  repräsentierte rigide Transformation in homogener Matrixform dar, wobei  $\vec{0} = (0, 0, 0, 0, 0, 0)^T$  die Identität erzeugt. Die eigentliche Startposition für die Optimierung ist unter Verwendung von (7.22) und (7.23)  $\vec{x}_0 = \vec{0}$ . Die Algorithmen für die Optimierung arbeiten daher bei der Darstellung der Rotation in der Nähe der Identität, da sich für eine erfolgreiche Registrierung die Startposition  $\vec{x}_0$  bereits im Konvergenzradius von  $\vec{x}_{\text{min}}$  befinden muss und dieser in der Regel weniger als  $30^\circ$  beträgt. Das oben genannte Problem der Singularitäten tritt deshalb während der Optimierung nicht in Erscheinung.

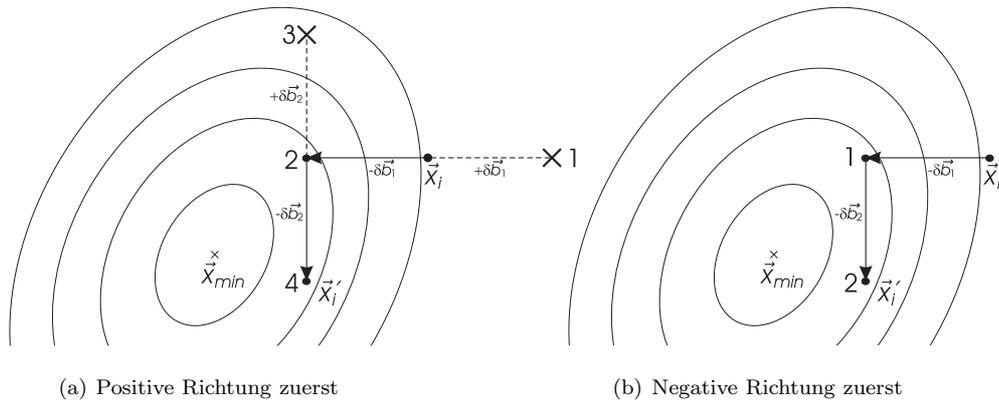
Um zusätzlich eine stark unterschiedliche Größenordnung in den Parametern für die Winkel im Vergleich zu denen der Translation zu vermeiden, werden während der Optimierung die Winkel in Grad – statt der sonst üblichen Werte in Radians – verwendet. Diese Skalierung wurde empirisch aus den Veränderungen der  $NCC$  beim Vergleich der  $DRRs$  mit den Röntgenbildern während der Variation der Rotation und der Translation eines  $CT$ -Volumens bestimmt.

### 7.2.6.2 Überblick Optimierungsverfahren

Ist die Funktion  $f$  zu komplex um (7.20) auf analytischem Weg zu lösen, kommen iterative Verfahren zum Einsatz, die ausgehend von einer initialen Position  $\vec{x}_0$  in mehreren Schritten mit Testauswertungen von  $f$  an den Stellen  $\vec{x}_i$  in das nächstgelegene lokale Minimum  $\vec{x}_{\text{min}}$  konvergieren. Die Anzahl der dabei benötigten Auswertungen von  $f$  ist ein wichtiges Gütekriterium des verwendeten Algorithmus zur Minimierung und bestimmt die Laufzeit der Registrierung wesentlich.

Ist die erste Ableitung  $f'$  von  $f$  verfügbar, so kann diese zusätzliche Information von entsprechenden Optimierungsverfahren – z.B. dem Gradientenabstieg [PTVF93] – verwendet werden und unter Umständen zu einer Reduktion der Anzahl an Funktionsauswertungen führen. Im vorliegenden Fall der Optimierung für die intensitätsbasierte Registrierung ist jedoch  $f$  zu kompliziert um analytisch abgeleitet zu werden und die Approximation des Gradienten mittels finiter Differenzen ist aufgrund der dabei zusätzlich benötigten, mehrfachen Auswertung von  $f$  für jede Iteration nicht effizient.

In dieser Arbeit kommt deshalb nur ein ableitungsfreies Verfahren – das Verfahren nach *Hooke-Jeeves* [HJ61] – zum Einsatz, das sich im experimentellen Vergleich zu anderen ableitungsfreien Methoden, wie das *Downhill-Simplex*- oder *Powell-Direction-Set*-Verfahren [PTVF93], als robust und effizient hinsichtlich der Anzahl der benötigten Funktionsauswertungen erwies.



**Abbildung 7.13:** Exploratory Moves für  $\vec{x}_i$ : (a) Positive Richtung der Koordinatenachsen  $\vec{b}_1$  und  $\vec{b}_2$  zuerst untersucht mit  $2N$  Auswertungen der Funktion  $f$  (im Hintergrund dargestellt durch Isolinien), (b) negative Richtung zuerst mit  $N$  Auswertungen. Die Nummern zeigen die Reihenfolge der Auswertungen,  $\times$  markieren Auswertungen ohne Verringerung des aktuellen Minimums der Funktionswerte.

### 7.2.6.3 Hooke-Jeeves Pattern-Search

Der Algorithmus von *Hooke-Jeeves* [HJ61] ist eine Variante aus der Klasse der *Pattern-Search*-Verfahren [LTT00], die zur Optimierung von Funktionen  $f: \mathbb{R}^N \mapsto \mathbb{R}$  dienen und keine Ableitung von  $f$  benötigen.

Ein zentraler Bestandteil von Algorithmen dieser Klasse sind die so genannten *Exploratory-Moves*  $E(f, \vec{x}, \delta)$ , die zu einer lokalen Minimierung der Position  $\vec{x}$  bezüglich der Funktionswerte von  $f$  unter Berücksichtigung einer Schrittweite  $\delta$  dienen. Dabei werden in der Umgebung von  $\vec{x}$  Test-Auswertungen der Funktion  $f$  vorgenommen. Die Position dieser Auswertungen wird dabei durch ein für die verwendete *Pattern-Search*-Variante typisches Suchmuster – dem *Pattern* – definiert.

E wird in den folgenden Betrachtungen als eine Funktion aufgefasst, die als Rückgabe ein  $\vec{x}'$  mit  $f(\vec{x}') \leq f(\vec{x})$  liefert. Eine Auswertung von  $E$  kann erfolgreich sein oder fehlschlagen, je nachdem ob es dabei gelungen ist, ein  $\vec{x}' \neq \vec{x}$  mit  $f(\vec{x}') < f(\vec{x})$  zu ermitteln.

Für die Auswertung von  $E$  wird zunächst  $\vec{x}' = \vec{x}$  gesetzt. Unter Verwendung einer orthonormalen Basis<sup>4</sup> des  $\mathbb{R}^N$  mit den  $N$  Basisvektoren  $\vec{b}_i$  wird entlang der positiven und negativen Richtung eines jeden  $\vec{b}_i$  jeweils eine Auswertung der Funktion  $f$  im Abstand  $\delta$ , d.h.  $f(\vec{x}' \pm \delta \vec{b}_i)$  für  $i \in \{1, \dots, N\}$ , betrachtet. Ist  $f(\vec{x}' \pm \delta \vec{b}_i) < f(\vec{x}')$  so wird  $\vec{x}' \leftarrow \vec{x}' \pm \delta \vec{b}_i$  gesetzt.  $\vec{x}'$  entspricht somit jeweils der besten soweit gefundenen Funktionsauswertung (siehe Abb. 7.13(a)).

Führt der Schritt an die Position  $\vec{x}' + \delta \vec{b}_i$  bereits zu einer Verbesserung, so wird auf eine Berechnung von  $f(\vec{x}' - \delta \vec{b}_i)$  verzichtet. Eine Sequenz der *Exploratory-Moves* umfasst somit  $N$  bis  $2N$  Funktionsauswertungen (vgl. Abb. 7.13(a) und 7.13(b)). Um diese Zahl möglichst gering zu halten, bietet sich die einfache Heuristik von [BP66] an, bei der  $E(f, \vec{x}, \delta)$  zu  $E'(f, \vec{x}, \delta, \vec{h})$  erweitert wird. Der Vektor  $\vec{h} \in \mathbb{R}^N$  enthält die erwartete Abstiegsrichtung, die bezüglich der vorangegangenen Iterationen der Optimierung ermittelt wird:  $\vec{h} = \vec{x}_i - \vec{x}_{i-1}$ . Die Vorzeichen der Komponenten von  $\vec{h} = (h_1, h_2, \dots, h_N)^T$  bestimmen die Reihenfolge der Auswertungen entlang einer Koordinatenachse, d.h. falls  $h_i \geq 0$  dann wird  $f(\vec{x}' + \delta \vec{b}_i)$  vor  $f(\vec{x}' - \delta \vec{b}_i)$  ausgewertet, ansonsten erfolgt die umgekehrte Reihenfolge.

Die *Exploratory-Moves* können als Basis zum Aufbau unterschiedlicher Optimierungsverfahren dienen, die als übergeordnete Strategie auf  $E$  aufsetzen. [Par99] vergleicht experimentell unterschiedliche

<sup>4</sup>Die Verwendung einer orthonormalen Basis geschieht in Hinblick auf den Algorithmus von *Hooke-Jeeves*. Allgemein können *Exploratory-Moves* ausgehend von einer so genannten positiven Basis  $B = \{\vec{b}_1, \dots, \vec{b}_M\}$  des  $\mathbb{R}^N$  mit  $N+1 \leq M \leq 2N$  definiert werden, so dass es für alle  $\vec{x} \in \mathbb{R}^N$  Koeffizienten  $\lambda_1, \dots, \lambda_M \in \mathbb{R}^+$  mit  $\vec{x} = \sum_{i=1}^M \lambda_i \vec{b}_i$  [LTT98, Par99] gibt.

Ansätze hierzu und kommt zu dem Schluss, dass die im Folgenden dargestellte Variante von *Hooke-Jeeves* bezüglich der Anzahl der Funktionsauswertungen und der Robustheit im Auffinden eines Minimums besonders geeignet ist.

Ausgehend von einer Startposition  $\vec{x}_0 \in \mathbb{R}^N$  sowie einer initialen Schrittweite  $\delta_0$  führt der Algorithmus von *Hooke-Jeeves* die folgenden Schritte durch:

1. Es wird für die aktuell optimale Position  $\vec{x}_i$  und Schrittweite  $\delta_i$  eine Sequenz der *Exploratory-Moves* durchgeführt:  $\vec{x}'_i = E'(f, \vec{x}_i, \delta_i, \vec{x}_i - \vec{x}_{i-1})$  bzw. für die erste Iteration  $\vec{x}'_0 = E(f, \vec{x}_0, \delta_0)$ .
2. (a) Falls die *Exploratory-Moves* in 1 erfolgreich sind, dann erfolgt eine Zuweisung der Hilfsvariablen  $\vec{a} \leftarrow \vec{x}_i$  und  $\vec{b} \leftarrow \vec{x}'_i$  und die folgenden Schritte werden in einer Schleife ausgeführt, bis die Abbruchbedingung in (ii) greift:
  - i. Bestimmung der aktuellen Abstiegsrichtung:  $\vec{d} = \vec{b} - \vec{a}$
  - ii. Abbruch der inneren Schleife i-iv, falls für die extrapolierte Position  $\vec{b} + \vec{d}$  gilt:  $f(\vec{b} + \vec{d}) > f(\vec{b})$
  - iii. Ausführung der *Exploratory-Moves* für  $\vec{b} + \vec{d}$ :  $\vec{b}' \leftarrow E'(f, \vec{b} + \vec{d}, \delta_i, \vec{d})$
  - iv. Aktualisieren der Hilfsvariablen  $\vec{a}$  und  $\vec{b}$ :  $\vec{a} \leftarrow \vec{b}$ ,  $\vec{b} \leftarrow \vec{b}'$

Setzen der Position  $\vec{x}_{i+1} = \vec{b}'$  und Schrittweite  $\delta_{i+1} = \delta_i$  für die nächste Iteration und Übergang zu dieser:  $i \leftarrow i + 1$ .
- (b) Sind die *Exploratory-Moves* in 1 für  $\vec{x}_i$  nicht erfolgreich, dann  $\vec{x}_{i+1} = \vec{x}_i$  und Verkleinerung der Schrittweite  $\delta_{i+1} = \lambda \delta_i$  mit  $\lambda \in ]0; 1[$ . Übergang zur nächsten Iteration:  $i \leftarrow i + 1$ .
3. Abbruch falls  $\delta_i$  unter einen vorgegebenen Schwellwert fällt oder eine maximale Anzahl an Funktionsauswertungen erreicht wurde.

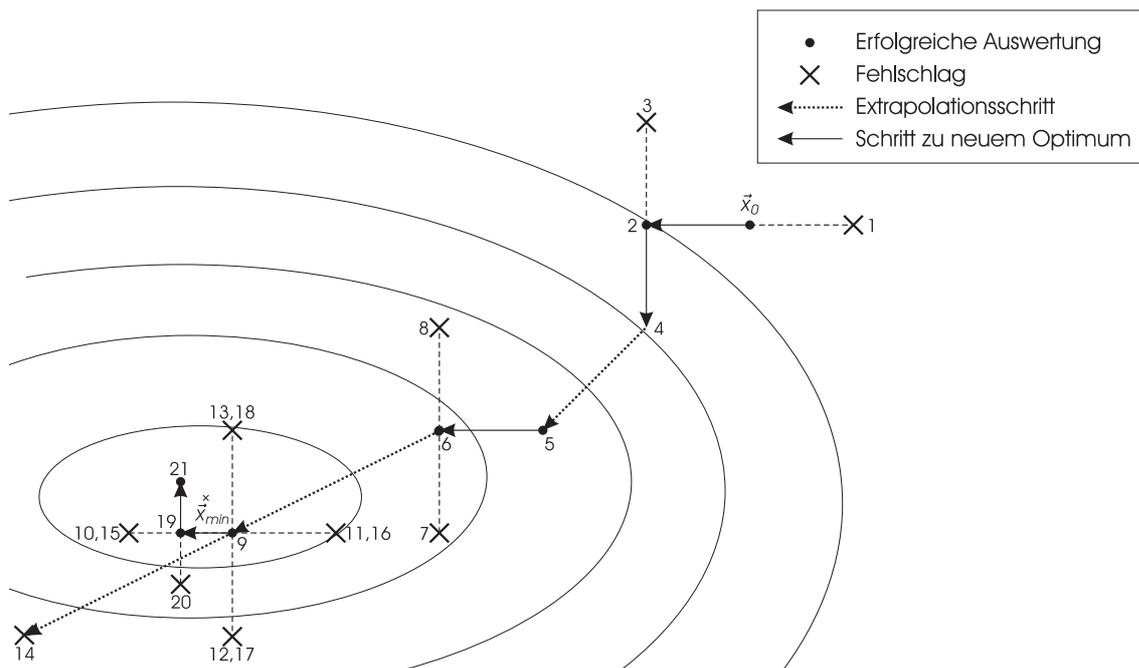
Dieses Ablaufschema kann so interpretiert werden, dass in 1 eine Abstiegsrichtung  $\vec{d}$  bestimmt wird, die während der Schleife in 2 als Basis für mehrere Bewegungen der aktuell besten Position  $\vec{x}'_i$  dient und dabei durch erneute Auswertungen von  $E$  in Schritt 2(a)iii sowohl bezüglich der Richtung als auch der Länge an den Verlauf der Funktion  $f$  angepasst wird. Mehrfache Iterationen der Schleife in 2 mit ähnlichen Abstiegsrichtungen  $\vec{d}$  führen dadurch zu größeren Schritten. Dies erlaubt dem Verfahren nach *Hooke-Jeeves*, auch flache Regionen der Fehlerfunktion effizient zu durchqueren.

Abb. 7.14 zeigt die Anwendung des Algorithmus von *Hooke-Jeeves* für eine 2D-Beispiel-Funktion.

Es ist möglich, dass das Verfahren von *Hooke-Jeeves* die Funktion  $f$  an einer Position mehrfach auswertet (vgl. Abb. 7.14 z.B. für die Schritte 10 und 15), da in 2b meist  $\lambda = 0,5$  gewählt wird und damit die auftretenden Schritte  $\vec{d}$  ganzzahlige Linearkombinationen einer positiven Basis sind. Es wird dadurch ein Gitter definiert, auf dessen Gitterpunkte alle Auswertungsstellen von  $f$  während der Minimierung liegen. Experimente zeigten hier für die Anwendung zur intensitätsbasierten Registrierung einen Anteil für die Mehrfachauswertung an einer Position von bis zu 15% der Gesamtanzahl an Auswertungen. Es bietet sich deshalb als Optimierung eine Zwischenspeicherung der Funktionsauswertungen – eine *Cache-Strategie* – an, bei der eine neue Funktion  $f_{\text{cache}}$  auf Basis von  $f$  definiert wird, welche während der Minimierung bereits ausgewertete Positionen und die zugehörigen Funktionswerte in einer Liste  $C$  mitführt:

$$f_{\text{cache}}(\vec{x}) = \begin{cases} r\vec{x} & \text{falls es ein } (\vec{x}, r\vec{x}) \in C \text{ gibt} \\ f(\vec{x}), C \leftarrow C \cup \{(\vec{x}, f(\vec{x}))\} & \text{sonst} \end{cases} \quad (7.24)$$

$C$  kann mittels einer Datenstruktur implementiert werden, die ein effizientes Nachschlagen nach einem Schlüssel  $\vec{x}$  ermöglicht – z.B. einer *Hashtable* [Sed02].



**Abbildung 7.14:** Die ersten 21 Auswertungen einer Hooke-Jeeves-Pattern-Search für die im Hintergrund mittels ihrer Isolinien dargestellte 2D-Funktion. Die Nummern zeigen die Reihenfolge der Auswertungen.

### 7.3 Ansätze zur Navigation in Volumen

Nach einer erfolgten Registrierung wird eine Einbindung der Daten der CT in das Visualisierungssystem der Navigationsumgebung benötigt. Dabei liegt der Fokus auf den folgenden Punkten:

- Wichtige, für die Unterstützung des Eingriffs relevante Größen müssen schnell und intuitiv aus der Darstellung erfassbar sein.
- Um eine Zeitverzögerung bei der Aktualisierung der Ansicht bei der Bewegung eines getrackten Instruments – d.h. ein Zurückbleiben der Visualisierung hinter der aktuellen Situation – zu vermeiden, ist eine möglichst schnelle Erzeugung der Ansichten wünschenswert.

Neben den interaktiven Techniken zur Volumenvisualisierung – z.B. mittels eines texturbasierten Volumenrendering – bieten sich hier vor allem auch eher einfache Visualisierungstechniken an, die durch Reduktion auf das Wesentliche die visuelle Überladung der Ansichten vermeiden. Mögliche Ansätze sind hierzu:

- **Grauwert-Profil** – Entlang der Zeigerichtung  $\vec{d}$  an der Position  $\vec{p}$  eines getrackten Instruments – z.B. eines Bohrers – wird eine Gerade  $\vec{p} + \lambda\vec{d}$  durch den CT-Datensatz gelegt. Die Grauwert-Intensitäten auf dieser Gerade werden als eine 1D-Funktion  $i(\lambda)$  aufgefasst, die als Diagramm angezeigt werden kann (siehe Abb. 7.15). Diese Form der Visualisierung eignet sich sehr gut zur konkreten Bestimmung von Abständen eines Instruments zur Oberfläche eines Knochens oder anderen Gewebegrenzen.
- **Schnittebenen mit dem Volumen** – Es werden am Instrument ausgerichtete Schnitte durch das Volumen visualisiert (siehe Abb. 7.16). Diese Ebenen können mittels *Texture-Mapping* sehr einfach in die 3D-Ansichten des Navigationssystems integriert werden.

Diese in der medizinischen Bildverarbeitung weit verbreitete Darstellungsform, bei der die Grauwerte des Volumens auf beliebig orientierten Schnitten visualisiert wird, ist auch als so genannte

*Multiplanar Reconstruction (MPR)* bekannt [Wat02].

- **Stapel an parallelen MPR-Schnitten** – Entlang der Zeigerichtung des Instruments verschobene und an dieser orthogonal ausgerichtete Schnittebenen werden nebeneinander dargestellt. Dies erlaubt z.B. die Überprüfung der zentrierten Ausrichtung eines Bohrers bezüglich eines Pedikels beim Setzen von Pedikelschrauben oder wie in Abb. 7.17 bezüglich des Schenkelhalses beim proximalen Femur.

## 7.4 Evaluierung

### 7.4.1 Beschreibung des Ablaufs der Versuche

Für die Evaluierung des vorgestellten Ansatzes zur intraoperativen Registrierung hinsichtlich der erreichbaren Genauigkeit, Robustheit und des Zeitbedarfs wurden im Rahmen dieser Arbeit mehrere Experimente durchgeführt.

Ausgangspunkt für die Versuche ist jeweils eine Menge an Projektionsbildern, die eine anatomische Struktur darstellen, für die auch ein entsprechendes *CT*-Volumen vorliegt. Die Lage  $T_{gs}$  des Volumens bezüglich der Projektionsbilder wird mit einem anderen Verfahren zur Registrierung – z.B. einem *Paired-Point-Matching* – bestimmt und wird in diesem Zusammenhang als *Gold-Standard*-Lage der Registrierung bezeichnet.

Für die einzelnen Versuche wird eine zufällige Transformation  $R$  erzeugt, die eine Rotation mit einem Winkel von bis zu  $\phi_{max}$  Grad und eine Translation bis zu  $t_{max}$  Millimeter beinhaltet. Diese wird für die Erzeugung einer Lage  $T_0$  verwendet:

$$T_0 = T_{gs} \cdot C^{-1} \cdot R \cdot C \quad (7.25)$$

mit der bereits aus Gleichung (7.22) bekannten Transformation  $C$  für die Zentrierung des Volumens.  $T_0$  ist somit gegenüber  $T_{gs}$  zufällig um das Zentrum des Objekts rotiert und verschoben.

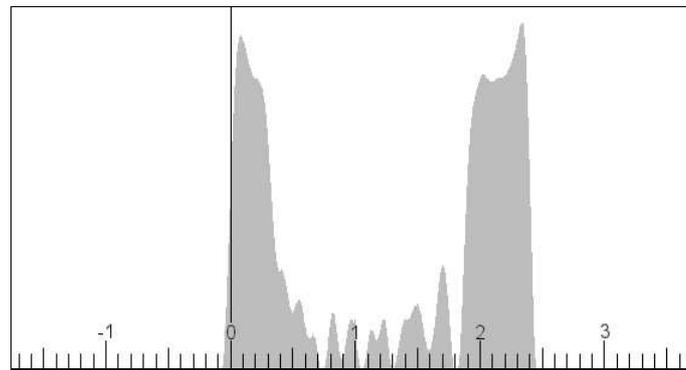
$T_0$  stellt die initiale Lage für eine Registrierung dar, deren Ergebnis  $T_{opt}$  mittels der Verfahren aus Abschnitt 7.4.2 quantitativ mit  $T_{gs}$  verglichen werden kann. In 7.4.4 werden mehrere derartige Registrierungen mit unterschiedlichen initialen Lagen durchgeführt und im Anschluss statistisch ausgewertet. Dabei wird auf Basis des in Abschnitt 7.2.2 beschriebenen Experiments zur manuellen Bestimmung der initialen Lage eine Streuung von  $\phi_{max} = 10^\circ$  und  $t_{max} = 10$  mm verwendet.

Die Registrierung erfolgt jeweils mit zwei Projektionsbildern, da aus der Literatur [Wei03] bekannt ist, dass eine intensitätsbasierte Registrierung mit nur einem Projektionsbild, insbesondere bei relativ großen Brennweiten, wie sie bei einem C-Bogen auftreten, schlechte Resultate liefert. Die Position des *CT*-Volumens entlang der Blickrichtung für die Aufnahme ist dabei nur schwer zu erfassen, so dass hier ein translatorischer Fehler von mehreren Millimetern möglich ist. Es ist auch bekannt, dass die besten Ergebnisse für annähernd orthogonale Ansichten erzielt werden. Es werden deshalb in dieser Arbeit nur jeweils zwei Ansichten verwendet, die zwischen den Blickrichtungen einen Winkel von mindestens  $60^\circ$  zueinander aufweisen. Dies schränkt die Aussagekraft der Versuchsserien hinsichtlich typischer anatomischer Zielregionen für eine intraoperative Navigation, wie die Wirbelsäule oder der proximale Femur, nicht ein, da entsprechende Aufnahmen möglich und zur Unterstützung operativer Eingriffe auch üblich sind.

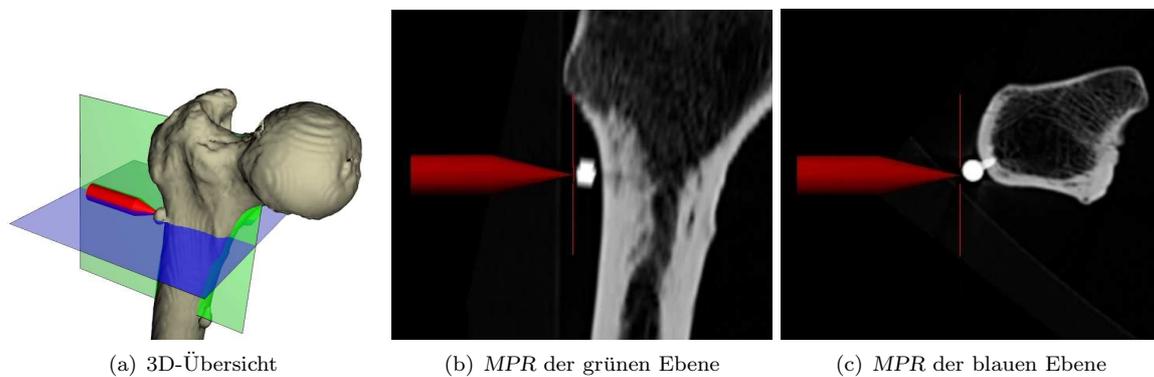
### 7.4.2 Bewertung des Ergebnisses einer Registrierung

Sind zwei rigide Transformationen  $T_{gs}$  und  $T$  als homogene  $4 \times 4$ -Matrizen gegeben, so kann der Unterschied bzw. Fehler zwischen diesen durch eine Matrix  $E$  dargestellt werden, die  $T$  in  $T_{gs}$  überführt:

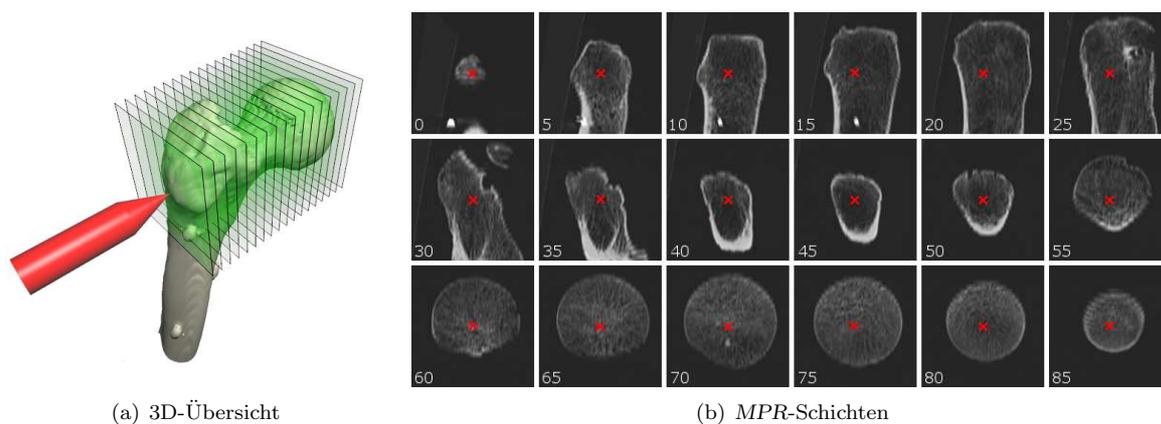
$$T_{gs} = E \cdot T \quad \leftrightarrow \quad E = T_{gs} \cdot T^{-1} = T_{gs} \cdot T^T \quad (7.26)$$



**Abbildung 7.15:** Grauwert-Profil durch die CT-Daten des Schaftes eines Oberschenkelknochens entlang der Richtung des getrackten Instruments. Längenangaben sind in cm mit Ursprung in der Spitze des Werkzeugs. Das Profil zeigt zwei kompakte Knochenabschnitte mit dazwischenliegendem Markkanal.



**Abbildung 7.16:** Beispiel für die Technik der „Multiplanar Reconstruction“: (a) am Zeigeinstrument (rot) ausgerichtete Schnittebenen in einer 3D-Übersicht, (b) MPR der grünen Ebene, (c) MPR der blauen Ebene.



**Abbildung 7.17:** (a) Stapel von MPRs (grün) orthogonal zur Richtung des Zeigeinstruments (rot) im 5 mm Abstand, (b) die Navigationsansicht zeigt, dass die Achse des Instruments (Kreuze in der Mitte der Bilder) zentral im Hals des Oberschenkels platziert ist.

$E$  beschreibt dabei ebenfalls eine rigide Transformation und stellt bei Gleichheit von  $T_{gs}$  und  $T$  die Identität  $I$  dar. Der Übergang zu einer anderen Parametrisierung von  $E$ , konkret der Winkel-Achsen Darstellung  $(\phi, \vec{a})$  für die Rotation sowie einem Vektor  $\vec{t}$  für die Translation erlaubt die Erfassung des rotatorischen Fehlers  $e_{\text{rot}}(T_{gs}, T) = \phi$  und des translatorischen Fehlers  $e_{\text{trans}}(T_{gs}, T) = |\vec{t}|$  zwischen  $T_{gs}$  und  $T$ .

Aufgrund der Hebelwirkung des rotatorischen Fehlers ist  $e_{\text{trans}}(T_{gs}, T)$  umso größer, je stärker die translatorischen Anteile in  $T_{gs}$  und  $T$  sind. Um hier einen standardisierten Vergleich mit nachvollziehbaren translatorischen Fehlern zu ermöglichen, bietet sich die Verwendung von  $e_{\text{trans}}(T_{gs}C, TC)$  an, mit der Transformation  $C$  für die Zentrierung des Volumens (siehe Gleichung (7.22)).

Der Vergleich zweier Transformationen über die Fehlerfunktionen  $e_{\text{rot}}(T_{gs}, T)$  und  $e_{\text{trans}}(T_{gs}, T)$  ist in der Regel nicht intuitiv und die Qualität einer Registrierung für konkrete Datensätze lässt sich damit nur schwer beurteilen. Es wird deshalb das Maß des so genannten *Target Registration Errors (TREs)* eingeführt, der den Fehler eines speziellen Punktes  $\vec{p}$  unter der Transformation  $T$  zu seiner Position bezüglich  $T_{gs}$  darstellt:

$$\text{TRE}(T_{gs}, T, \vec{p}) = |T_{gs} \cdot \vec{p} - T \cdot \vec{p}| \quad (7.27)$$

$\vec{p}$  wird dabei in dem zu registrierenden Datensatz gewählt und ist für den jeweiligen Eingriff bedeutsam – z.B. eine Position auf dem Pedikel beim Setzen von Pedikelschrauben. Mehrere derartige Punkte können zu einer Menge  $P = \{\vec{p}_1, \vec{p}_2, \dots, \vec{p}_{|P|}\}$  zusammengefasst werden, für die statistische Maßzahlen berechnet werden. Typische Beispiele sind hier der Durchschnitt  $\text{TRE}_{\text{mean}}$  und das Maximum  $\text{TRE}_{\text{max}}$  für die Punkte in  $P$ :

$$\text{TRE}_{\text{mean}}(T_{gs}, T, P) = \frac{1}{|P|} \sum_{\vec{p} \in P} \text{TRE}(T_{gs}, T, \vec{p}) \quad (7.28)$$

$$\text{TRE}_{\text{max}}(T_{gs}, T, P) = \max_{\vec{p} \in P} \text{TRE}(T_{gs}, T, \vec{p}) \quad (7.29)$$

In dieser Arbeit werden nur Registrierungen mit einem  $\text{TRE}_{\text{mean}}$  unter 2 mm als erfolgreich angesehen. Für Angaben hinsichtlich der Genauigkeit der Ergebnisse einer Versuchsserie mit mehreren Registrierungen wird im Folgenden der durchschnittliche  $\text{TRE}_{\text{mean}}$  für die erfolgreichen Registrierungen verwendet.

### 7.4.3 Beschreibung der Testdaten

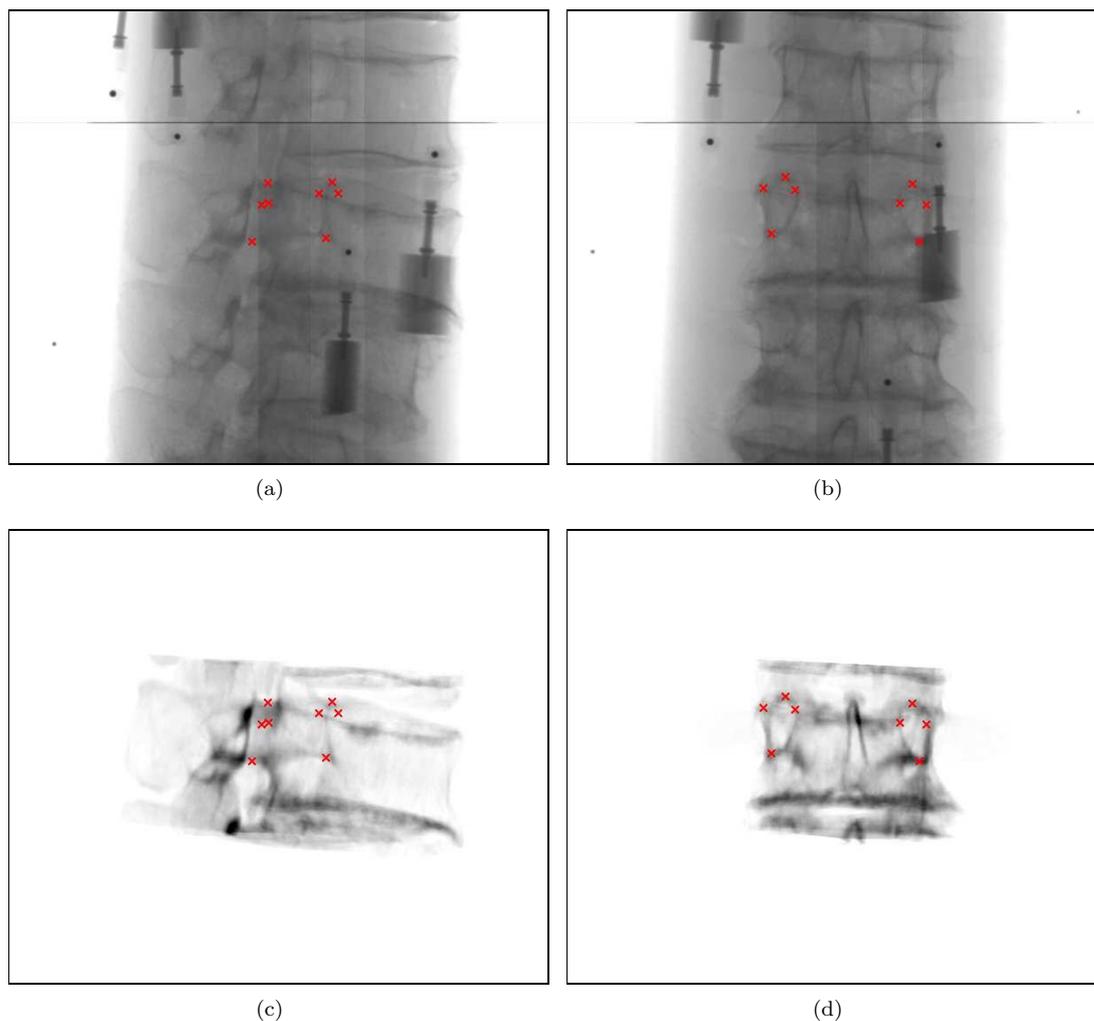
Zur Evaluierung der intensitätsbasierten Registrierung standen die folgenden Datensätze zur Verfügung:

- Ein von den Autoren von [TLP02] für die Evaluierung von Verfahren zur 2D/3D-Registrierung veröffentlichter *CT*-Datensatz (Auflösung ca. 0,27 mm/Voxel innerhalb einer Schicht mit Schichtabstand 1,0 mm) mit fünf Wirbelkörpern der Lendenregion und 18 zugehörige Röntgenbilder (Auflösung ca. 0,29 mm/Pixel).

Für die Berechnung des *TRE* wurden manuell für jeden Wirbel  $2 \times 4$  Zielpunkte im Bereich der beiden Pedikel – eine typische anatomische Zielstruktur für orthopädische Eingriffe an der Wirbelsäule – ausgewählt.

Die *Gold-Standard-Lage*  $T_{gs}$  wurde mittels eines *3D/3D-Paired-Point-Matchings* zwischen Marken in den Datensätzen und ihren aus den Röntgenbildern rekonstruierten, korrespondierenden 3D-Positionen bestimmt. Bezüglich der Genauigkeit der  $T_{gs}$  wird ein *TRE* mit ca. 0,2 mm abgeschätzt.

- Ein *CT*-Datensatz eines menschlichen, proximalen Femurs mit einer Auflösung von 0,2 Voxel/mm innerhalb einer Schicht sowie einem Schichtabstand von 2 mm. Korrespondierende Projektionsbilder (Auflösung ca. 0,29 mm/Pixel) wurden mit einem *Siemens Siremobil-2* C-Bogen aufgenommen und mittels der Verfahren aus den Kapiteln 2 bis 5 vorverarbeitet.

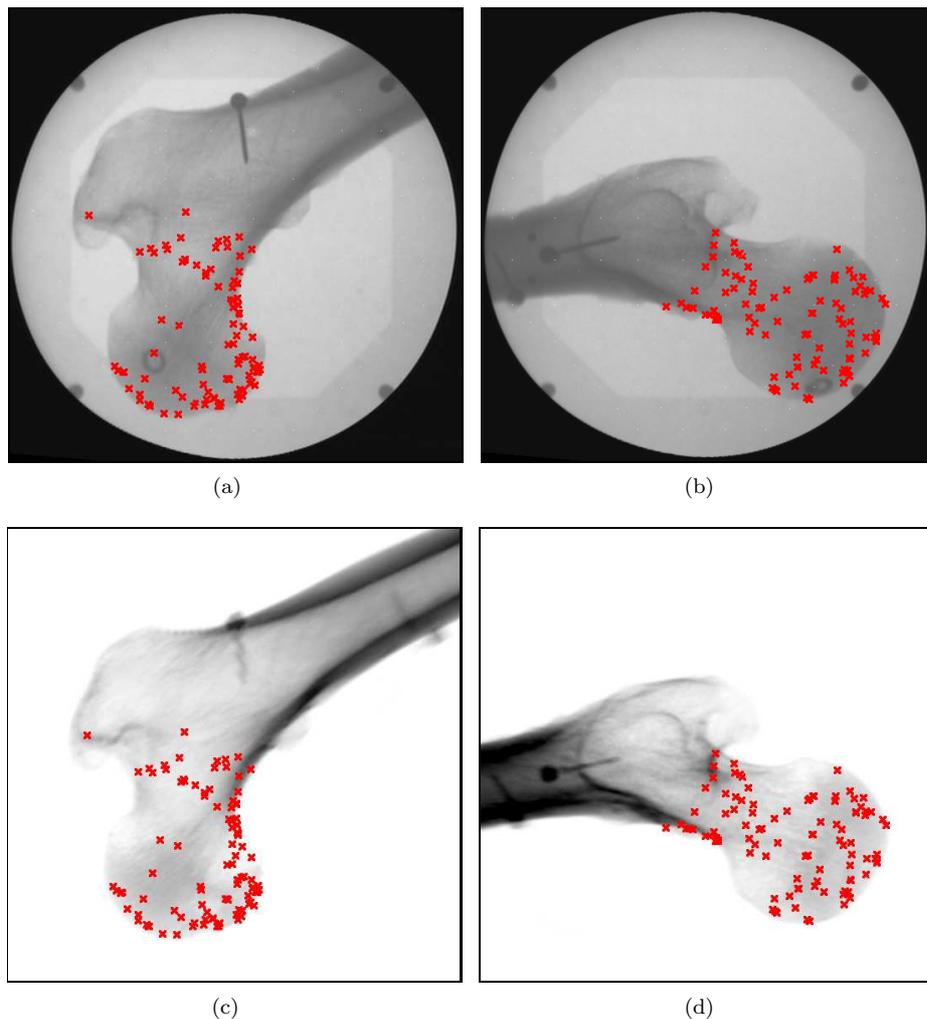


**Abbildung 7.18:** Beispielbilder für die Daten aus [TLP02]: (a)-(b) Röntgenbilder der Wirbelkörper, (c)-(d) Volumenvisualisierung des CT-Datensatzes eines Wirbels in zu (a)-(b) korrespondierenden Ansichten. Die Zielpunkte für die Berechnung des TRE sind durch  $\times$  markiert.

Die Gold-Standard-Lage  $T_{gs}$  wurde durch ein *Surface-Matching* von 4045 mittels eines 3D-Lokalisierungssystems abgetasteten Oberflächenpunkten mit den Konturen innerhalb des CT-Datensatzes durchgeführt.  $T_{gs}$  wurde dabei so gewählt, dass die Summe der Amplituden der 3D-Gradienten des CT-Volumens, die durch  $T_{gs}$  auf die abgetasteten Punkte abgebildet werden, maximal wird. Dieses Verfahren arbeitet direkt auf den Grauwerten des CTs und umgeht dadurch eine möglicherweise fehlerbehaftete geometrische Extraktion der Oberfläche.

Bezüglich der Qualität von  $T_{gs}$  ist eine Genauigkeit im Rahmen herkömmlicher intraoperativer Navigationssysteme zu erwarten. Diese wird hauptsächlich bestimmt durch die limitierte Genauigkeit des verwendeten 3D-Lokalisierungssystems, die vom Hersteller mit 0,6 mm angegeben wird. Daneben werden auch zwei Tracker in Serie – d.h. das Abtastinstrument relativ zu einem Referenztracker am Knochen – verwendet, so dass sich die Fehler für beide Vorrichtungen im ungünstigsten Fall aufsummieren.

Für die Berechnung des TRE wurden 100 Punkte auf der Oberfläche des Hüftkopfes und dem Schenkelhals zufällig ausgewählt, da dies die typischen Zielstrukturen in dieser Körperregion darstellen.



**Abbildung 7.19:** Beispielbilder für den Datensatz eines menschlichen, proximalen Femurs: (a)-(b) mittels eines C-Bogens aufgenommene Röntgenbilder, (c)-(d) Volumenvisualisierung des CT-Datensatzes in zu (a)-(b) korrespondierenden Ansichten. Die Zielpunkte für die Berechnung des TRE sind durch  $\times$  markiert.

Die Abb. 7.18 und 7.19 zeigen Beispielbilder der verwendeten Datensätze.

## 7.4.4 Ergebnisse

### 7.4.4.1 Effekt unterschiedlicher Vergleichsmaße

Abb. 7.20(a) und 7.20(b) zeigen die Erfolgsrate – den Prozentsatz an Registrierungen mit einem  $TRE$  unter 2 mm – und den erzielten, durchschnittlichen Wert von  $TRE_{mean}$  für die erfolgreichen Registrierungen. Basis dieser Diagramme sind jeweils 100 Registrierungen für jedes  $CT$ -Volumen, wobei 3D-Texture-Slicing mit einer Neuabtastung von  $128^3$  bzw.  $256^3$  Voxel zum Einsatz kam. Dabei wurde auch eine dynamische Bestimmung der Auswertungsregion nach dem Verfahren aus Abschnitt 7.2.4 mit einer Dilatation der segmentierten Region um 5 Pixel durchgeführt. Die Zielbilder wurden dabei sowohl in voller Auflösung (ca. 0,29 mm pro Pixel) als auch in halber Auflösung (ca. 0,59 mm pro Pixel) verwendet. Die Werte für die fünf Lendenwirbel aus [TLP02] wurden gemittelt und zu einem einzelnen Wert zusammengefasst.

Für den Datensatz des Oberschenkelknochens ergibt sich eine Erfolgsrate von durchwegs mehr als 60%,

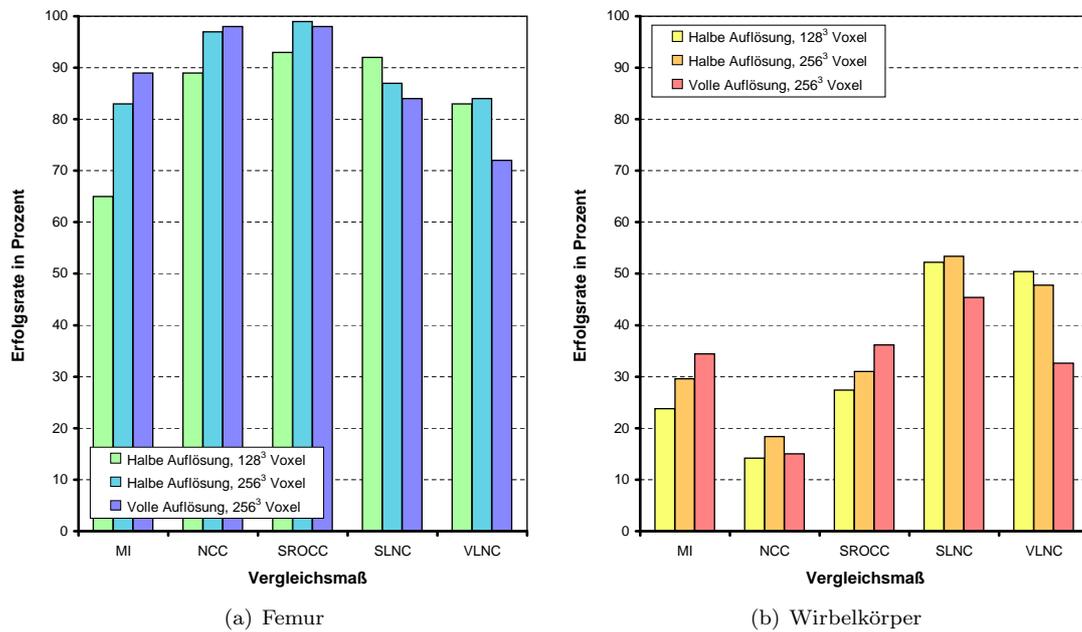


Abbildung 7.20: Erfolgsrate der Registrierung bei unterschiedlichen Auflösungen des Volumens und der Zielbilder.

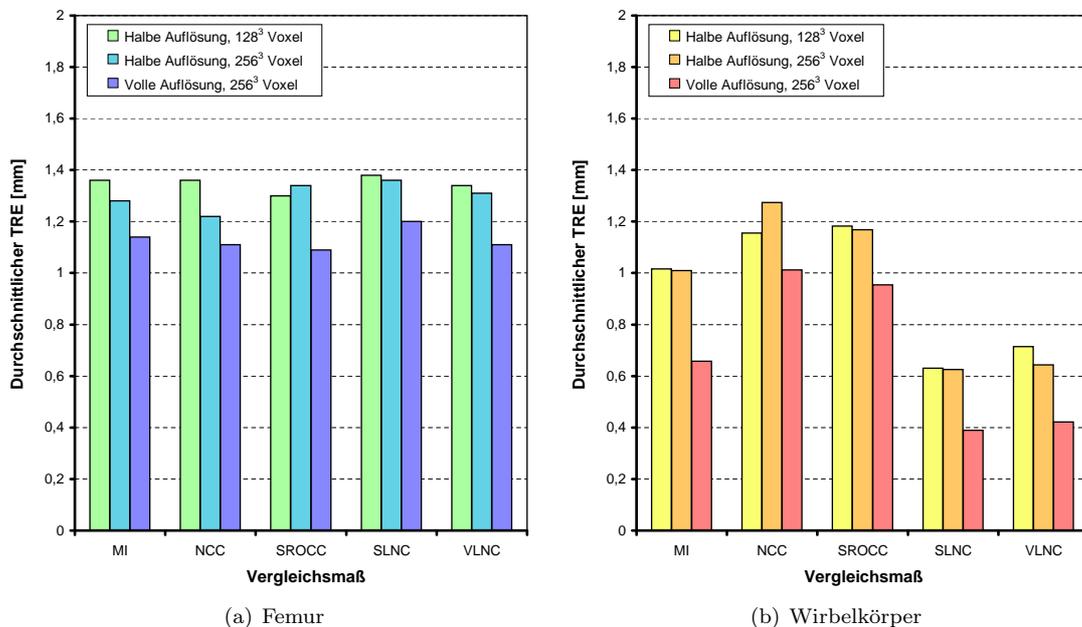
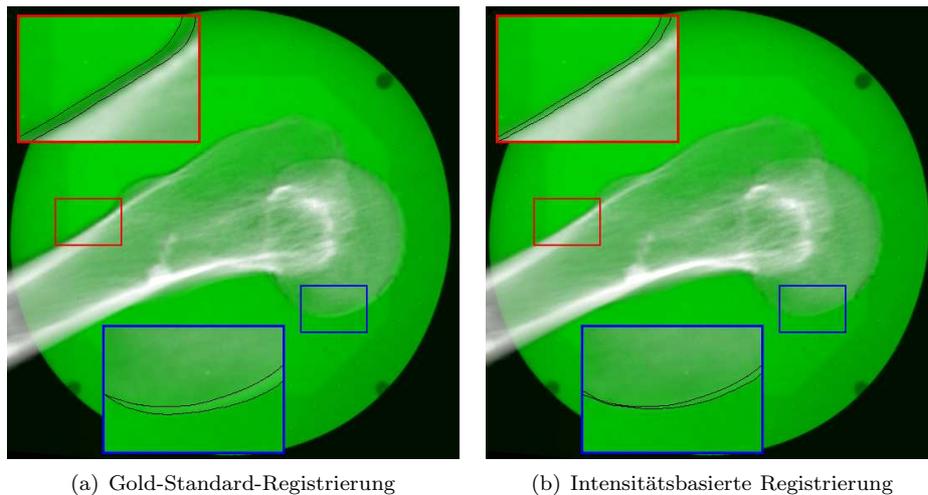


Abbildung 7.21: Durchschnittlicher TRE für die erfolgreichen Registrierungen bei unterschiedlichen Auflösungen des Volumens und der Zielbilder.



**Abbildung 7.22:** Vergleich der Gold-Standard-Registrierung mit dem Ergebnis der intensitätsbasierten Registrierung. Die Konturen des DRRs (Weiß) zeigen in (b) eine größere Übereinstimmung mit denen des Röntgenbildes (Grün) als in (a).

wobei *SROCC* mit 99% gefolgt von *NCC* mit 97% die Spitzenstellung einnimmt. *SROCC* ist auch bei unterschiedlichen Auflösungen des Volumens und des Zielbildes das jeweils erfolgreichste Verfahren.

Dies zeigt, dass die Grauwerte der *DRRs* einen deutlich linearen und monotonen Zusammenhang mit denen der Röntgenbilder aufweisen. Die *NCC* erreicht hier Werte von bis zu 0,95 nach einer Registrierung. Die zusätzlichen Freiheiten in der Zuordnung der Intensitäten bei den übrigen Verfahren *MI*, *SLNC* und *VLNC* können dagegen zu fehlerhaften Registrierungen und dadurch zu einer geringeren Erfolgsrate führen.

Hinsichtlich der Genauigkeit liegen die Verfahren beim Femur in einem vergleichbaren Bereich von [1,1 mm; 1,4 mm] (siehe Abb. 7.21(a)). Diese relativ großen Werte lassen sich mit der geringen Genauigkeit des verwendeten 3D-Lokalisierungssystems und damit der Gold-Standard-Registrierung erklären. Gegenüber dieser liefert die intensitätsbasierte Registrierung visuell ein besseres Resultat, wie der direkte Vergleich in Abb. 7.22 zeigt.

Für die Lendenwirbel ergibt sich aufgrund der komplexeren Struktur der zu registrierenden Objekte sowie durch Überlagerung von nicht in der *CT* vorhandenen Strukturen eine deutlich geringere Erfolgsrate (siehe Abb. 7.20(b)). Insbesondere die *NCC* ist hiervon betroffen, wobei für einzelne Wirbel der Versuchsserie sogar überhaupt keine erfolgreiche Registrierung verzeichnet werden konnte. Die *NCC* erreicht für die Gold-Standard-Registrierung bei geringer Überlagerung des Bildes nur noch Werte von bis zu 0,65. Die Abschwächung des linearen auf einen monotonen Zusammenhang mittels der Verwendung des *SROCC* ist in allen Auflösungsvarianten besser als die *NCC* und *MI*.

Lediglich die Varianten *SLNC* und *VLNC* erreichen Erfolgsraten über 50%. Auch hinsichtlich der Genauigkeit in Abb. 7.21(b) zeigt sich die lokale Auswertung der Korrelation als vorteilhaft. Unter den nicht lokal ausgewerteten Maßen ist *MI* das genaueste.

Bei beiden Datensätzen zeigt sich in Abb. 7.21(a) und 7.21(b), wie zu erwarten, eine allgemeine Tendenz zur Verbesserung der Genauigkeit bei einer höheren Auflösung des Volumens oder der Zielbilder.

Hinsichtlich der Erfolgsrate der Maße bei verschiedenen Auflösungsvarianten zeigt sich kein allgemeines Bild. Während *MI*, *NCC* und *SROCC* eine Verbesserung bei höheren Auflösungen zeigen, die sich durch eine Vergrößerung der statistischen Basis – d.h. eine größere Anzahl an einfließenden Pixeln bei der Auswertung – erklären lässt, ist bei *SLNC* und *VLNC* die Tendenz leicht gegenläufig.

Die Ergebnisse dieser Versuchsreihe unterstreichen die Bedeutung der Wahl des Vergleichsmaßes für die Registrierung und zeigen, dass je nach zu registrierendem Objekt und Qualität der Zielbilder unterschiedliche Verfahren sinnvoll sein können. Bei einfachen Strukturen und nur geringen Abweichungen zwischen *DRR* und Röntgenbild sind globale Maße, wie die *SROCC*, im Vorteil, während sich die lokalen Varianten *SLNC* und *VLNC* vor allem bezüglich der Robustheit gegenüber Überlagerungen in den Röntgenbildern auszeichnen.

### 7.4.4.2 Zeitbedarf der Registrierung

Die Abb. 7.23(a) und 7.23(b) zeigen den durchschnittlichen Zeitbedarf für eine Registrierung bei unterschiedlichen Auflösungen des Volumens und des Zielbildes für die Versuchsserie aus Abschnitt 7.4.4.1.

Es ist ein klarer Zusammenhang zwischen steigender Auflösung und der benötigten Zeit erkennbar. Wie die Abb. 7.24(a) und 7.24(b) zeigen, beruht dieser Anstieg jedoch nicht auf einer Erhöhung der Anzahl der Funktionsauswertungen. Zwar ist für die Wirbelkörper diese Anzahl mit steigender Auflösung etwas höher, da die zu minimierende Funktion durch feinere Strukturen in den Bildern zunehmend weniger glatt wird, dieser Trend ist jedoch zu schwach ausgeprägt, um für den starken Anstieg in Abb. 7.23(b) verantwortlich zu sein.

Der erhöhte Zeitbedarf beim Wechsel von  $128^3$  zu  $256^3$  Voxel für das Volumen, beruht demnach auf dem Mehraufwand für die Volumenvisualisierung. Bei der Vergrößerung der Auflösung des Zielbildes, fließt zusätzlich die Auswertung des Vergleichsmaßes ein, die für die vierfache Menge an Pixeln durchgeführt wird.

Hinsichtlich des Zeitbedarfs unterscheiden sich die globalen Varianten *MI*, *NCC* und *SROCC* kaum, da sie nur einen geringen Aufwand pro Pixel besitzen. *SLNC* und *VLNC* sind trotz der Implementierung mittels rekursiver Filter deutlich aufwändiger. Dies zeigt sich insbesondere bei dem überproportionalen Anstieg für eine höhere Auflösung in den Zielbildern in Abb. 7.23(a) und 7.23(b).

### 7.4.4.3 Vergleich 2D-/3D-Texture-Slicing

In Abschnitt 7.2.3.3 wurden zwei unterschiedliche Varianten für die texturbasierte Volumenvisualisierung vorgestellt, welche die Hardwareunterstützung einer modernen *GPU* für 2D- oder 3D-Texture-Mapping verwenden. Es wurde gezeigt, dass das so genannte 2D-Texture-Slicing dazu in der Lage ist, die *DRRs* schneller zu erzeugen. Allerdings wird dieser Vorteil durch eine Reihe von verfahrensbedingten Artefakten in den Bildern erkaufte.

Zur Beurteilung der Auswirkungen dieser Artefakte und zum Vergleich mit dem 3D-Texture-Slicing-Ansatz wurde eine dem Abschnitt 7.4.4.1 entsprechende Versuchsserie unter Verwendung von 2D-Texture-Slicing durchgeführt. Die Abb. 7.25-7.27 stellen hierzu die prozentualen Anteile der Erfolgsrate, des durchschnittlichen *TRE* und des Zeitbedarfs für 2D-Texture-Slicing von den entsprechenden Werten des 3D-Texture-Slicing dar. Die Ergebnisse für die Wirbelkörper und dem Femur wurden dabei jeweils in einem einzigen Wert zusammengefasst.

Wie die Diagramme in den Abb. 7.25 und Abb. 7.26 zeigen, besitzen die Artefakte des 2D-Texture-Slicing nur einen geringen Einfluss auf die Ergebnisse der Registrierung. Hinsichtlich der Erfolgsrate erreicht 2D-Texture-Slicing im Durchschnitt annähernd 100% des Wertes für 3D-Texture-Slicing. Für den *TRE* erzielt 2D-Texture-Slicing sogar etwas geringere Fehlerwerte.

Hinsichtlich des Zeitbedarfs benötigt eine Registrierung mit 2D-Texture-Slicing insgesamt ca. 73% der Zeit unter Verwendung von 3D-Texture-Slicing (siehe Abb. 7.27). In der Variante eines  $256^3$ -Volumens und der halben Auflösung für das Zielbild wird für die einfachen, globalen Vergleichsmaße *MI* und *SROCC* ca. 50%, für *NCC* sogar unter 40% der Zeit des 3D-Texture-Slicing benötigt, da dann der Zeitbedarf einer

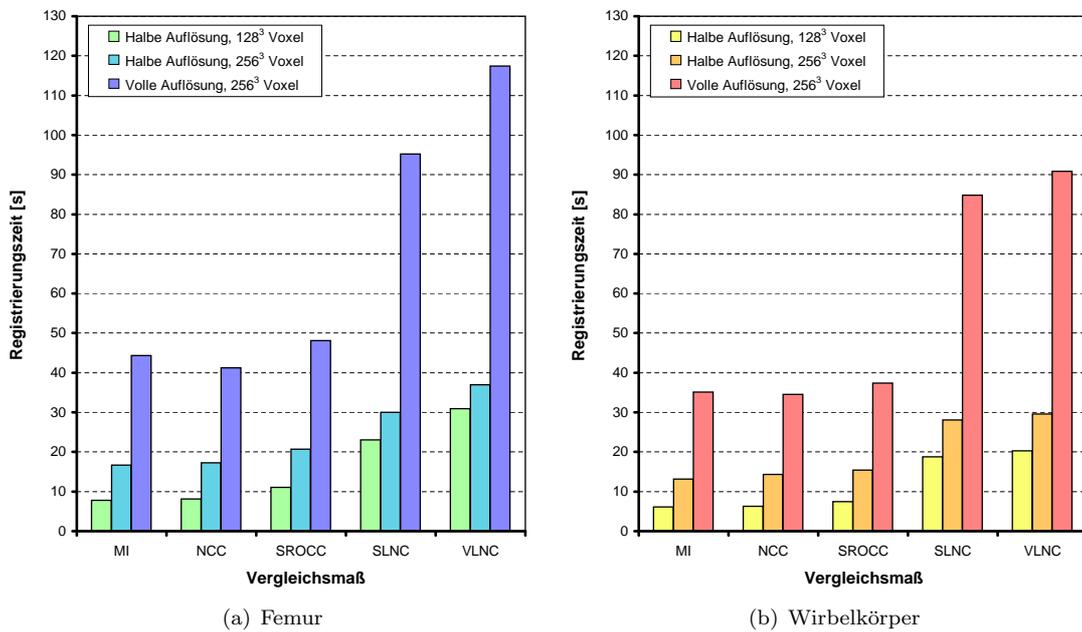


Abbildung 7.23: Benötigte Zeit für eine Registrierung bei unterschiedlichen Auflösungen des Volumens und der Zielbilder.

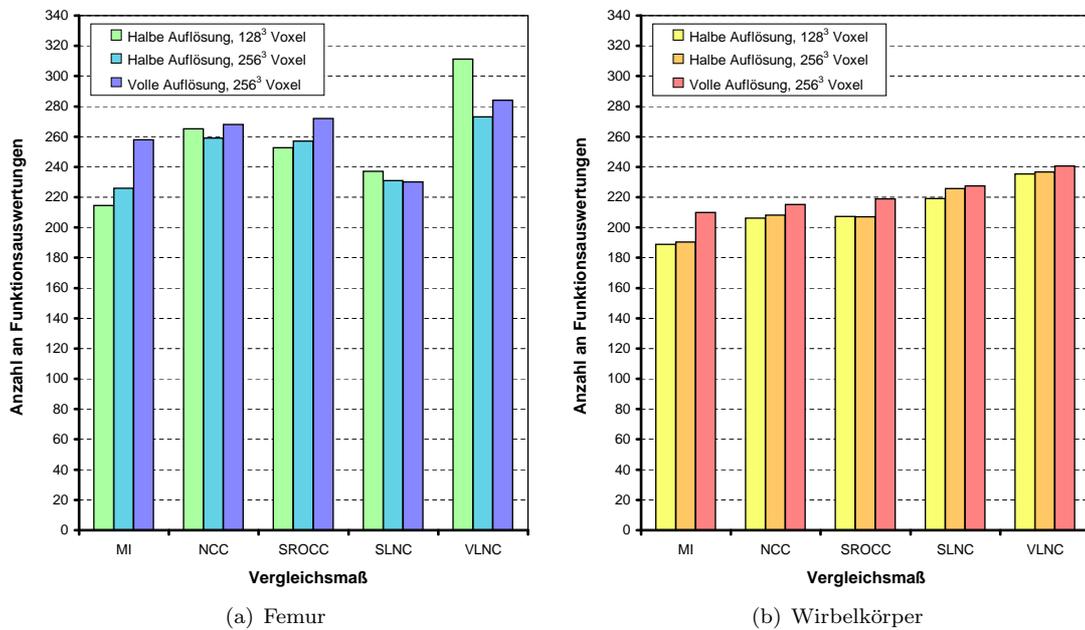


Abbildung 7.24: Anzahl der von der Optimierung benötigten Funktionsauswertungen bei unterschiedlichen Auflösungen des Volumens und der Zielbilder.

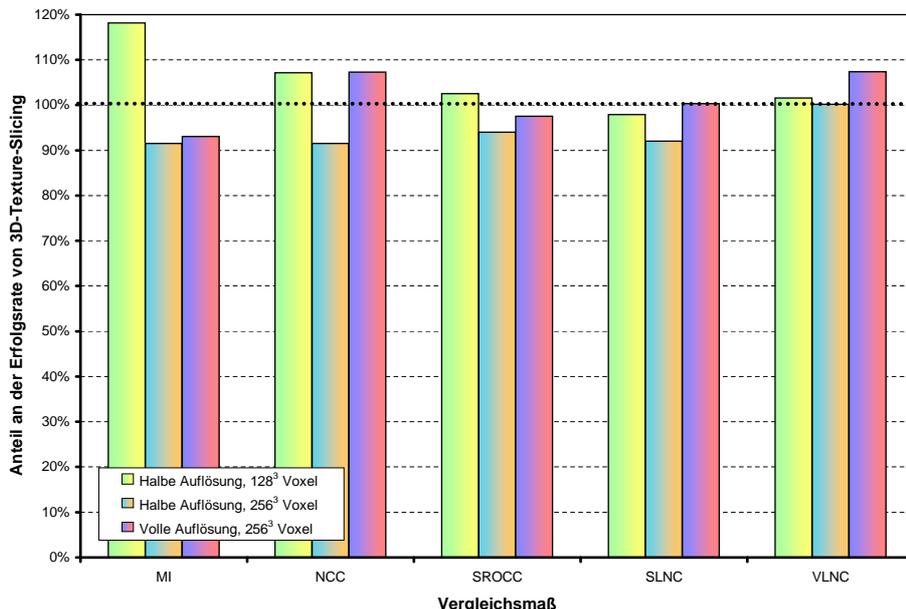


Abbildung 7.25: Anteil der Erfolgsrate für 2D-Texture-Slicing an dem entsprechenden Wert für 3D-Texture-Slicing. Die Ergebnisse für die Wirbelkörper und des Femurs sind zusammengefasst. Die gepunktete Linie zeigt den Durchschnitt von den Werten der gesamten Versuchsserie.

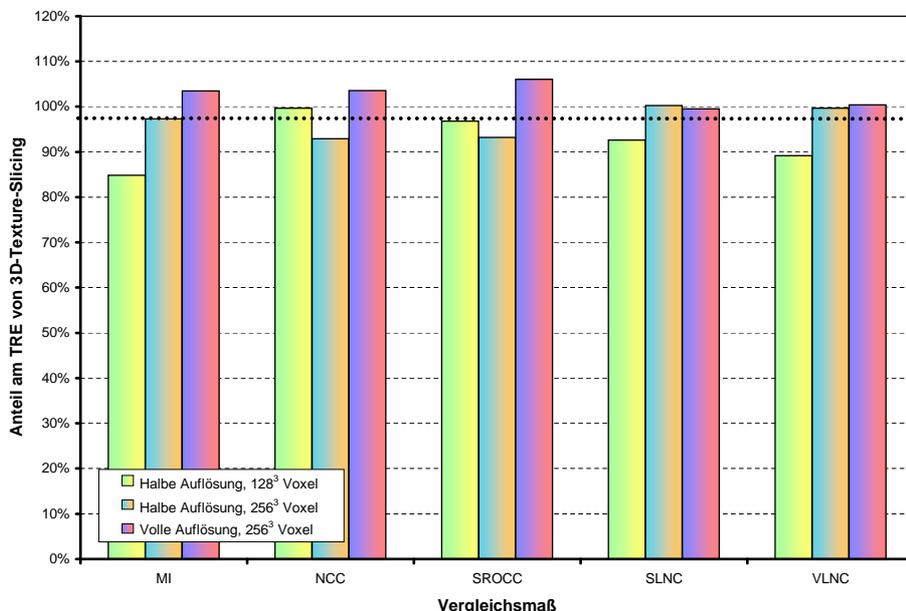


Abbildung 7.26: Anteil des durchschnittlichen TRE für 2D-Texture-Slicing an dem entsprechenden Wert für 3D-Texture-Slicing. Die Ergebnisse für die Wirbelkörper und des Femurs sind zusammengefasst. Die gepunktete Linie zeigt den Durchschnitt von den Werten der gesamten Versuchsserie.

Registrierung durch die Volumenvisualisierung dominiert wird und eine Beschleunigung in dieser Komponente einen großen Effekt erzielt. Für die Maße *SLNC* und *VLNC*, vor allem auch in voller Auflösung des Zielbildes, ist die Auswertung des Vergleichsmaßes aufwändiger, so dass in diesem Fall durch 2D-Texture-Slicing nur noch eine geringe Verringerung des Zeitbedarfs auf ca. 90% des Wertes von 3D-Texture-Slicing erzielt werden kann.

#### 7.4.5 Effekt der Segmentierung der *DRRs*

Im Rahmen der Nachbearbeitung der *DRRs* wird in Abschnitt 7.2.4 eine dynamische Bestimmung der Auswertungsregion eingeführt. Zur Beurteilung der Effektivität dieses Ansatzes wurde eine Versuchsserie mit und ohne Segmentierung der *DRRs* durchgeführt. Bei Verwendung der Segmentierung wurde zusätzlich entweder eine Dilatation um 5 oder 15 Pixel verwendet.

Wie in Abb. 7.28(a) und 7.28(b) ersichtlich, ist der Effekt der dynamischen Bestimmung der Auswertungsregion spezifisch für den jeweiligen Datensatz. Für den Oberschenkelknochen konnte aufgrund der geringen Überlagerungen und wenigen zusätzlichen Objekten in den Bildern durch die Segmentierung des *DRRs* keine Verbesserung erzielt werden. Tendenziell ist die Erfolgsrate sogar etwas geringer.

Bei den Wirbelkörpern ist die Verwendung der Segmentierung für die einfachen, globalen Maße *MI*, *NCC* und *SROCC* dagegen nötig. Für *SROCC* konnte von 500 Versuchen ohne eine dynamische Auswertungsregion keine Registrierung erfolgreich durchgeführt werden. Dies liegt an den benachbarten Wirbelkörpern im Bild, welche die Auswertung dieser Maße empfindlich stören.

Auf die Genauigkeit der Registrierung hat die dynamische Bestimmung der Auswertungsregion sowohl beim Femur als auch bei den Wirbelkörpern keinen ausgeprägten Einfluss, wie die Diagramme des durchschnittlichen *TRE* in den Abb. 7.29(a) und 7.29(b) zeigen.

Die lokalen Varianten der Korrelation *SLNC* und *VLNC* erweisen sich invariant gegenüber der Verwendung der dynamischen Auswertungsregion bzw. der Dilatation mit unterschiedlichen Radien sowohl bezüglich der Erfolgsrate als auch des durchschnittlichen *TRE*, da diese Maße bereits in Hinblick auf eine Robustheit gegenüber Störungen in den *DRRs* ausgelegt sind.

Wie die Abb. 7.30(a) und 7.30(b) zeigen, ergibt sich für alle Vergleichsmaße ein geringerer Zeitbedarf für die Registrierung bei einer Segmentierung der *DRRs* bei gleich bleibender Anzahl an Auswertungen der zu optimierenden Funktion, d.h. die Auswertung des Vergleichsmaßes wird beschleunigt. Dieser Vorteil zeigt sich insbesondere bei der *SLNC* und *VLNC*, die aufgrund des größeren Aufwands pro Pixel besonders von der Verkleinerung der Auswertungsregion durch die Segmentierung profitieren. Für die Implementierung des *VLNC* in dieser Arbeit zeigte sich hier eine Zeitersparnis von 25%.

## 7.5 Zusammenfassung

Dieses Kapitel beschreibt die intensitätsbasierte Registrierung zur Integration präoperativer *CT*-Volumendaten in ein intraoperatives Navigationssystem.

Hierzu werden *DRRs* – synthetische Röntgenbilder – aus dem Volumen generiert und mit realen Röntgenbildern verglichen, die mittels eines für die Navigation vorbereiteten C-Bogens aufgenommen wurden. Eine Optimierungsstrategie – die Hooke-Jeeves-Pattern-Search – maximiert durch die iterative Modifikation der Lage des Volumens die Ähnlichkeit zwischen den *DRRs* und den Röntgenbildern, die durch spezielle Vergleichsmaße quantitativ erfasst wird.

Die initiale Lage für die Optimierung wird mittels einer interaktiven Positionierung ermittelt. Ein Experiment zeigte hierzu, dass dadurch die Bestimmung einer Lage mit einer Abweichung von  $10^\circ$  und 10 mm

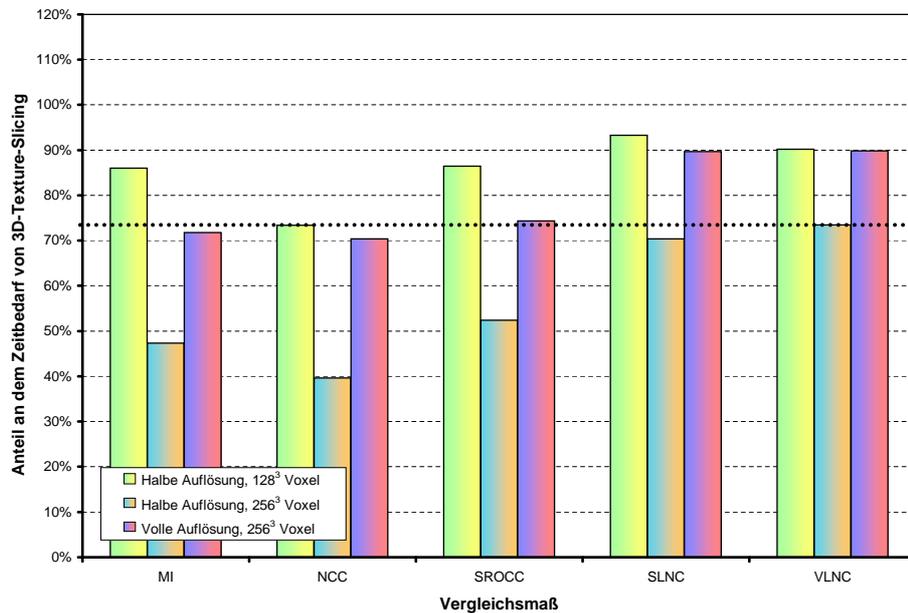
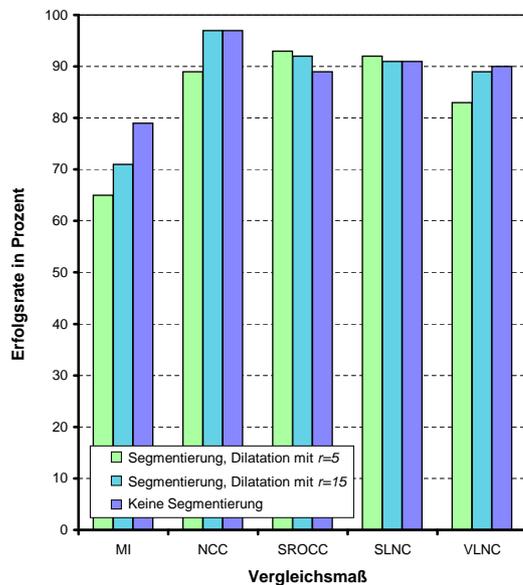
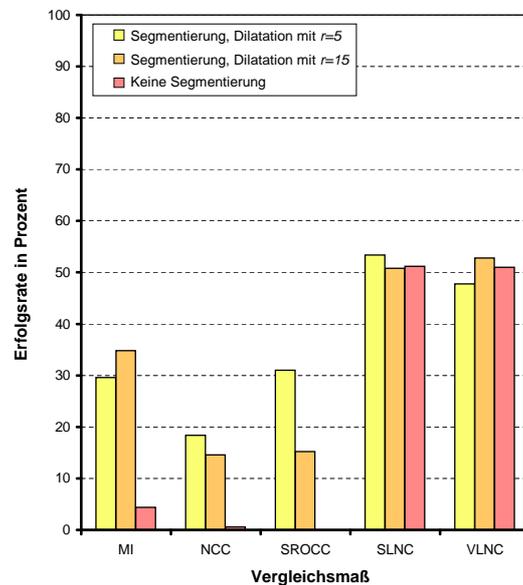


Abbildung 7.27: Anteil der benötigten Zeit für 2D-Texture-Slicing an dem entsprechenden Wert für 3D-Texture-Slicing. Die Ergebnisse für die Wirbelkörper und des Femurs sind zusammengefasst. Die gepunktete Linie zeigt den Durchschnitt von den Werten der gesamten Versuchsserie.



(a) Femur



(b) Wirbelkörper

Abbildung 7.28: Erfolgsrate der Registrierung bei unterschiedlichen Konfigurationen zur dynamischen Erzeugung der Auswertungsregion.

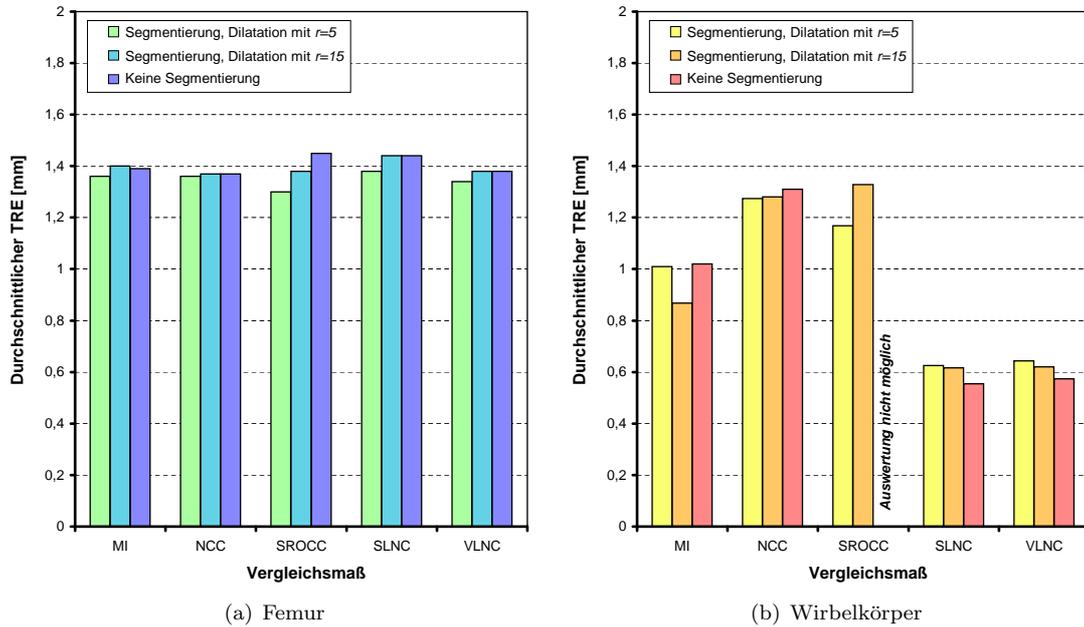


Abbildung 7.29: Durchschnittlicher TRE bei unterschiedlichen Konfigurationen zur dynamischen Erzeugung der Auswertungsregion.

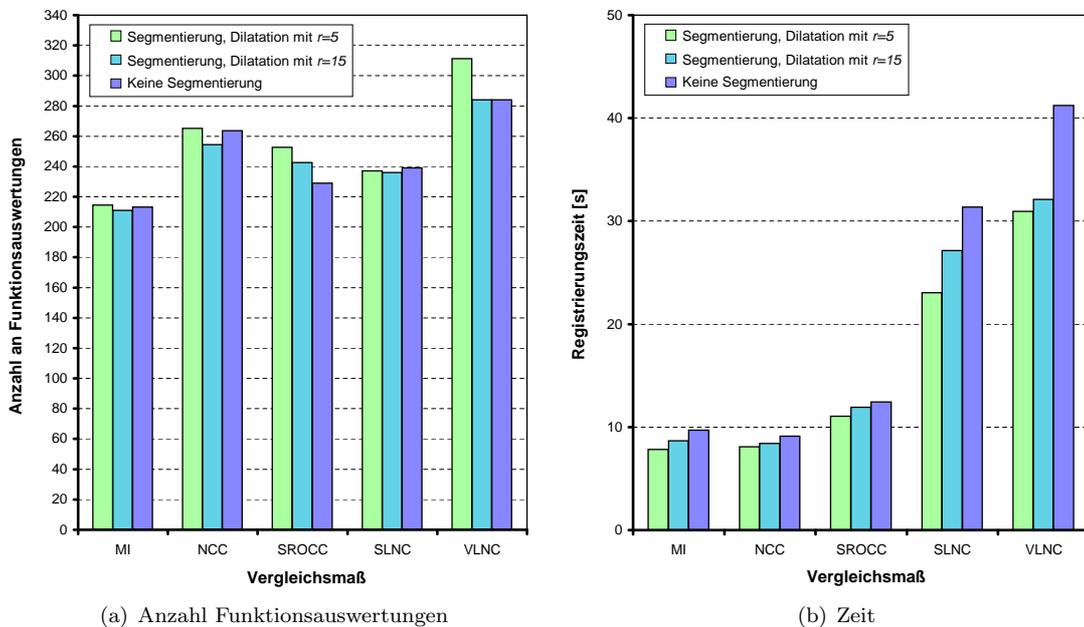


Abbildung 7.30: Durchschnittliche Anzahl an Funktionsauswertungen (a) und Zeitbedarf (b) einer Registrierung des Oberschenkelknochens bei unterschiedlichen Konfigurationen zur dynamischen Erzeugung der Auswertungsregion.

zur optimalen Lage in weniger als einer Minute möglich ist.

Zur schnellen Erzeugung der *DRRs* kommen Verfahren zur Volumenvisualisierung zum Einsatz, die auf der 3D-Hardware herkömmlicher Grafikkarten basieren. Erweiterungen, wie die Anwendung einer Schwellwertsegmentierung des Volumens sowie die Verwendung der *Quad-Tree*-Datenstruktur, verringern die Menge der dargestellten Voxel, so dass *DRRs* mit bis zu 100 *FPS* erzeugt werden können.

Für den Vergleich der *DRRs* und der Röntgenbilder wurde neben den vier aus der Literatur bekannten Maßen *MI*, *NCC*, *SLNC* und *VLNC* die *SROCC* neu für diesen Zweck eingeführt. Versuche zeigten die Überlegenheit dieses Maßes gegenüber *MI* und *NCC* für die intensitätsbasierte Registrierung von Röntgenbildern eines C-Bogens mit *CT*-Daten. Für komplexere Strukturen und einen hohen Anteil an Störungen in den Bildern scheint die Verwendung von aufwändigeren Maßen wie der *SLNC* von Vorteil.

Ein weiterer Beitrag zum Grundkonzept der intensitätsbasierten Registrierung ist in dieser Arbeit die dynamische Bestimmung der Auswertungsregion des Vergleichsmaßes in den Bildern mittels einer Schwellwertsegmentierung der *DRRs* und einer anschließenden Dilatation. Für einige Vergleichsmaße konnte dadurch eine Verbesserung der Erfolgsrate sowie eine Beschleunigung der Registrierung erreicht werden.

Die Verwendung des *RLE*-Schemas erlaubt hier eine effiziente Ausführung des Schnittes mit dem kreisförmigen Ausschnitt der Röntgenbilder, der für eine fluoroskopiebasierte Bildgebung typisch ist, sowie die schnelle Auswertung des Vergleichsmaßes für die ermittelte Region.

Die vorgestellten Konzepte wurden mittels einer umfangreichen Testserie evaluiert. Diese zeigte, dass eine intensitätsbasierte Registrierung mit einer für die Praxis benötigten Submillimeter-Genauigkeit in weniger als 20 Sekunden möglich ist.

# Kapitel 8

## Zusammenfassung

In der vorliegenden Arbeit wurden Lösungen für die Integration von prä- und intraoperativer Bildgebung in ein intraoperatives Navigationssystem für Anwendungen im Kontext der Orthopädie vorgestellt.

Die zentrale Komponente stellt dabei die Kalibrierung eines C-Bogensystems dar. Die Probleme sind hierbei die je nach Orientierung des Gerätes unterschiedlichen perspektivischen Projektionseigenschaften aufgrund der mechanischen Verwindung des C-Bogens sowie die durch Magnetfelder induzierte nichtlineare Verzerrung der Röntgenbilder. Auch eine Abhängigkeit der Verzerrungen von der Temperatur des Gerätes konnte in Experimenten nachgewiesen werden.

Zur Behandlung dieser Problemstellungen wurde ein aus der Literatur bekannter Ansatz aufgegriffen und erweitert, der auf dem Einbringen eines exakt vermessenen Kalibrierkörpers mit röntgendichten Marken in den Strahlengang des Gerätes basiert. Durch den Abgleich der in den Röntgenbildern detektierten Positionen der Marken mit den korrespondierenden 3D-Positionen aus dem geometrischen Modell können die Verzeichnungen korrigiert und die Projektionseigenschaften erfasst werden.

Für die dabei nötigen Teilschritte konnten in der vorliegenden Arbeit die folgenden Lösungsansätze erfolgreich verwendet bzw. die im Folgenden dargestellten Ergebnisse gewonnen werden:

- **Detektion der Kalibriermarken** – Durch die Anwendung der Hough-Transformation zur Detektion von Kreisen ist eine robuste Bestimmung der Mittelpunkte der Kalibriermarken mit einer Genauigkeit von unter 0,1 Pixel möglich.
- **Zuordnung der detektierten Positionen zu Modellmarken** – Die Verwendung des RANSAC-Algorithmus erwies sich als effizient durchführbar und robust gegenüber Rotation, Translation, Skalierung und Spiegelung des Röntgenbildes, auch bei Verdeckung mehrerer Kalibriermarken.
- **Retusche der Kalibriermarken** – Mittels räumlicher Interpolationsmodelle ist eine vollautomatische Retusche der detektierten Kalibriermarken in den Röntgenbildern möglich. Dies erlaubt die Verbesserung des visuellen Eindrucks der Bilder und die Reduktion von Artefakten für die intensitätsbasierte Registrierung mit CT-Datensätzen.
- **Korrektur der Verzerrung** – Es wurden verschiedene räumliche Interpolationsmodelle hinsichtlich ihrer Fähigkeit zur Modellierung der Verzerrungseigenschaften eines C-Bogensystems untersucht. Dabei wurde auch die Robustheit bezüglich eventueller Fehler während der Markendetektion berücksichtigt. Insbesondere bivariate Polynome 4. bzw. 5. Grades erwiesen sich hier als tragfähige Varianten.
- **Bestimmung der Projektionsgeometrie** – Unterschiedliche Ansätze zur Bestimmung der Projektionsgeometrie wurden in Hinblick auf den Einfluss von konstruktiven Parametern des Kalibrierkörpers evaluiert. Die Ergebnisse zeigen die annähernde Äquivalenz der Verfahren für die Ka-

librierung eines C-Bogensystems und dass die statische Vorgabe einer Brennweite für das System in der Regel genauer als die Bestimmung über Bildinhalte möglich ist.

Die durchgeführten Versuchsserien zeigten die Tragfähigkeit der einzelnen Komponenten für eine submillimetergenaue Navigation.

Im zweiten Teil der vorliegenden Arbeit wurde das System speziell für Anwendungen im Bereich der Orthopädie erweitert. Dies beinhaltet:

- Die innovative Unterstützung zur operativen Therapie von aseptischen Knochennekrosen und der Hüftkopflösung bei Jugendlichen. Die vorgestellten Ansätze basieren dabei auf der Extraktion von 3D-Informationen aus zwei Röntgenbildern, wodurch die korrekte Platzierung von Bohrungen, K-Drähten und Schrauben innerhalb des Hüftkopfes ohne Verletzung sensibler anatomischer Strukturen vereinfacht und die Strahlenbelastung für Patient und OP-Personal reduziert wird.
- Die schnelle, intensitätsbasierte 2D/3D-Registrierung von *CT*-Datensätzen mit den intraoperativen Röntgenbildern zur Integration von präoperativen 3D-Informationen in das Navigationssystem. Dieses in verschiedenen Anwendungsszenarien einsetzbare Konzept wurde in der vorliegenden Arbeit optimiert und erweitert, so dass auf heutigen Rechnern eine Registrierung in unter 20 Sekunden möglich ist. Sowohl dieser Zeitbedarf als auch die in den Experimenten erzielte Genauigkeit erlauben eine intraoperative Anwendung dieses Ansatzes.

Die vorgestellte Erweiterung durch die dynamische Bestimmung der Auswertungsregion für das Vergleichsmaß und die Verwendung des *SROCC* als ein neues Vergleichsmaß erwiesen sich dabei als effektiv zur Steigerung der Geschwindigkeit der Registrierung als auch zur Verbesserung der Robustheit gegenüber Artefakten in den Röntgenbildern und den *DRRs*. Bei komplexen anatomischen Objekten und schlechter Bildqualität können zusätzliche Verbesserungen durch die Anwendung von lokalisierten Varianten des Korrelationskoeffizienten erzielt werden.

Für den Einsatz des entwickelten Navigationssystems in der Orthopädie wurden vorklinische Versuchsreihen an anatomischen Präparaten durchgeführt. Der weiterführende, klinische Einsatz ist bereits in Planung.

Aufgrund zahlreicher darauf aufbauender Folgeprojekte wird dieses System und der bestehende Quellcode auch weiterhin gepflegt und weiterentwickelt. Die entwickelten Algorithmen, Problemlösungen und Software-Komponenten kommen dabei in innovativen, weiterführenden Systemen auch außerhalb des Gebietes der Orthopädie zum Einsatz – z.B. für die Roboterunterstützung während einer Brachytherapie [BRSZ02], für den Ausgleich von Atmungsbewegungen im Rahmen einer Strahlentherapie [SS<sup>+</sup>02] und zur Erfassung und Auswertung der Bewegungen des Kopfes eines Kindes während des Geburtsvorgangs mittels eines kalibrierten Ultraschallsensors [Kra05].

# Anhang A

## Notation

|                         |   |
|-------------------------|---|
| $a \dots z$             | Skalar  |
| $\vec{a} \dots \vec{z}$ | Vektor oder Punkt – Punkte werden in dieser Arbeit vereinfachend durch ihre Ortsvektoren bezeichnet. Die genaue Art der Verwendung ergibt sich jeweils aus dem Zusammenhang.  |
| $A \dots Z$             | Matrix oder Menge   |
| $a_{ij}$                | Element in der $i$ -ten Zeile und $j$ -ten Spalte der Matrix $A$  |
| $a \dots z, A - Z$      | Bezeichner einer Funktion   |
| $\mathbb{N}$            | $:= \{1, 2, 3, \dots\}$   |
| $\mathbb{N}_0$          | $:= \{0, 1, 2, 3, \dots\}$  |
| $\mathbb{R}$            | $:=$ Menge der reellen Zahlen   |
| $\mathbb{R}^+$          | $:=$ Menge der nicht negativen reellen Zahlen $: [0; \infty[$   |
| $\mathbb{R}^n$          | $:=$ Menge der reellen Vektoren der Dimension $n$   |
| $[a; b]$                | $:= \{x \in \mathbb{R}   a \leq x \leq b\}$   |
| $]a; b[$                | $:= \{x \in \mathbb{R}   a < x < b\}$   |
| $\lfloor a \rfloor$     | $:=$ größte ganze Zahl kleiner oder gleich $a$  |
| $\lceil a \rceil$       | $:=$ kleinste ganze Zahl größer oder gleich $a$   |
| $ a $                   | $:=$ Betrag eines skalaren Wertes   |
| $ \vec{a} $             | $:=$ Länge des Vektors $\vec{a}$ bezüglich der euklidischen Norm  |
| $ A $                   | $:=$ Anzahl der Elemente der Menge $A$  |
| $a \leftarrow b$        | $:=$ Zuweisung des Wertes $b$ zur Variable $a$ , z.B. $i \leftarrow i + 1$ bei Übergang in die nächsten Iteration innerhalb eines iterativen Verfahrens   |
| $\ln(x)$                | $:=$ Natürlicher Logarithmus, Logarithmus zur Basis $e$   |
| $\log_2(x)$             | $:=$ Logarithmus zur Basis 2  |
| $\log(x)$               | $:=$ Logarithmus zu einer beliebigen Basis, z.B. für die O-Notation zur Angabe der Komplexität eines Algorithmus  |
| $\bar{X}$               | $:=$ Mittelwert einer Stichprobe $X$  |
| $E(X)$                  | $:=$ Erwartungswert der Zufallsvariablen $X$  |
| $\text{var}(X)$         | $:=$ Varianz der Zufallsvariablen $X$   |
| $\text{cov}(X, Y)$      | $:=$ Kovarianz der Zufallsvariablen $X$ und $Y$   |
| $O(f)$                  | $:=$ Menge der Funktionen $g$ , die ab einem $n_0$ bis auf einen konstanten Faktor $c$ höchstens so stark wie $f$ wachsen, d.h. es gilt $g(n) \leq c \cdot f(n)$ für $n \geq n_0$ (Eines der Landau-Symbole zur Abschätzung der Komplexität von Algorithmen [Wik04]). |



## Anhang B

# Liste der verwendeten Abkürzungen

|              |  |
|--------------|--|
| <b>a.p.</b>  | anterio-posterior                              |
| <b>BQS</b>   | Bundesgeschäftsstelle Qualitätssicherung       |
| <b>CAOS</b>  | Computer-Aided-Orthopaedic-Surgery             |
| <b>CAS</b>   | Computer-Aided-Surgery                         |
| <b>CT</b>    | Computertomographie                            |
| <b>DICOM</b> | Digital Imaging and Communications in Medicine |
| <b>DRR</b>   | Digitally Reconstructed Radiograph             |
| <b>DSA</b>   | Digitale Subtraktions-Angiographie             |
| <b>ECF</b>   | Epiphysiolysis capitis femoris                 |
| <b>FPS</b>   | Frames Per Second                              |
| <b>GPU</b>   | Graphics Processing Unit                       |
| <b>HU</b>    | Hounsfield-Unit                                |
| <b>IBR</b>   | Image-Based-Rendering                          |
| <b>ICP</b>   | Iterative Closest Point                        |
| <b>IGS</b>   | Image-Guided-Surgery                           |
| <b>LUT</b>   | Look-Up-Table                                  |
| <b>MAD</b>   | Mean of absolute Difference                    |
| <b>MI</b>    | Mutual Information                             |
| <b>MPR</b>   | Multiplanar Reconstruction                     |
| <b>MRT</b>   | Magnet-Resonanz-Tomographie                    |
| <b>NCC</b>   | Normalized Cross Correlation                   |
| <b>NEMA</b>  | National Electrical Manufacturers Association  |
| <b>PACS</b>  | Picture Archiving and Communication System     |
| <b>PDF</b>   | Point Distribution Function                    |

## ANHANG B. LISTE DER VERWENDETEN ABKÜRZUNGEN

---

|               |   |
|---------------|---|
| <b>RANSAC</b> | Random Sample Consensus                                   |
| <b>RF</b>     | Radial-Basisfunktion                                      |
| <b>RLE</b>    | Run Length Econding                                       |
| <b>ROI</b>    | Region Of Interest  |
| <b>RöV</b>    | Röntgenverordnung   |
| <b>SLNC</b>   | Sum of localized normalized Correlation                   |
| <b>SROCC</b>  | Spearman Rank Order Correlation Coefficient               |
| <b>TFT</b>    | Thin-Film-Transistor-Array                                |
| <b>TPS</b>    | Thin-Plate-Spline   |
| <b>TRE</b>    | Target Registration Error                                 |
| <b>VLNC</b>   | Variance weighted sum of localized normalized Correlation |
| <b>VOI</b>    | Volume Of Interest  |

# Anhang C

## Algorithmen

### C.1 2D-Transformationen

#### C.1.1 Schnelle Bestimmung einer 2D-Transformation bei zwei Punktkorrespondenzen

Für den Fall, dass für zwei Punktkorrespondenzen  $(\vec{p}, \vec{p}')$  und  $(\vec{q}, \vec{q}')$  eine bis auf Skalierung rigide 2D-Transformation bestimmt werden soll, durch die  $\vec{p}$  auf  $\vec{p}'$  und  $\vec{q}$  auf  $\vec{q}'$  abgebildet wird, kann der im Folgenden beschriebene Algorithmus verwendet werden.

In Matrixschreibweise kann eine derartige Transformation dargestellt werden durch

$$\vec{x}' = s \cdot \mathbf{R}(\phi) \cdot \vec{x} + \vec{t} \quad (\text{C.1})$$

wobei  $\vec{x}$  den zu transformierenden Punkt und  $\vec{x}'$  sein Abbild nach der Anwendung der Transformation darstellt.  $\mathbf{R}(\phi)$  stellt die  $2 \times 2$ -Rotationsmatrix für den Drehwinkel  $\phi$  dar,  $s$  ist ein Skalierungsfaktor und  $\vec{t}$  ist der Verschiebungsvektor der Transformation.

Für obige Punktkorrespondenzen gilt:

$$s \cdot \mathbf{R}(\phi) \cdot \vec{p} + \vec{t} = \vec{p}' \quad (\text{C.2})$$

$$s \cdot \mathbf{R}(\phi) \cdot \vec{q} + \vec{t} = \vec{q}' \quad (\text{C.3})$$

Durch die Subtraktion der zweiten Gleichung von der ersten erhält man:

$$s \cdot \mathbf{R}(\phi) \cdot \vec{p} + \vec{t} - (s \cdot \mathbf{R}(\phi) \cdot \vec{q} + \vec{t}) = \vec{p}' - \vec{q}' \quad (\text{C.4})$$

$$s \cdot \mathbf{R}(\phi) \cdot (\vec{p} - \vec{q}) = \vec{p}' - \vec{q}' \quad (\text{C.5})$$

Durch den Wegfall des Translationsvektors  $\vec{t}$  reduziert sich die Bestimmung der Rotation und der Skalierung damit auf ein Gleichungssystem mit zwei Unbekannten:

$$s \cdot \begin{pmatrix} \cos(\phi) & -\sin(\phi) \\ \sin(\phi) & \cos(\phi) \end{pmatrix} \cdot (\vec{p} - \vec{q}) = \vec{p}' - \vec{q}' \quad (\text{C.6})$$

Mit den Substitutionen

$$\alpha \leftarrow s \cdot \cos(\phi) \quad (\text{C.7})$$

$$\beta \leftarrow s \cdot \sin(\phi) \quad (\text{C.8})$$

$$\vec{d} \leftarrow \vec{p} - \vec{q} \quad (\text{C.9})$$

$$\vec{d}' \leftarrow \vec{p}' - \vec{q}' \quad (\text{C.10})$$

erhält man das vereinfachte System

$$\begin{pmatrix} \alpha & -\beta \\ \beta & \alpha \end{pmatrix} \cdot \vec{d} = \vec{d}' \quad (\text{C.11})$$

welches direkt gelöst werden kann:

$$\alpha = \frac{d_x \cdot d'_x + d_y \cdot d'_y}{d_x^2 + d_y^2}, \quad \beta = \frac{d_x \cdot d'_y - d'_x \cdot d_y}{d_x^2 + d_y^2} \quad (\text{C.12})$$

Der Skalierungsfaktor  $s$  und der Drehwinkel  $\phi$  können nun einfach aus den Werten von  $\alpha$  und  $\beta$  bestimmt werden:

$$s = s \cdot \sqrt{(\cos(\phi))^2 + (\sin(\phi))^2} = \sqrt{s^2 \cdot (\cos(\phi))^2 + s^2 \cdot (\sin(\phi))^2} = \sqrt{\alpha^2 + \beta^2} \quad (\text{C.13})$$

Die Umkehrung der Substitution liefert

$$\cos(\phi) = \frac{\alpha}{s}, \quad \sin(\phi) = \frac{\beta}{s} \quad (\text{C.14})$$

d.h. unter Verwendung der Systemroutine<sup>1</sup> `atan2`:

$$\phi = \text{atan2}(\beta, \alpha) \quad (\text{C.15})$$

Um schließlich den noch ausstehenden Translationsvektor zu bestimmen, wird eine Punktkorrespondenz  $(\vec{p}, \vec{p}')$  oder  $(\vec{q}, \vec{q}')$  in (C.1) eingesetzt und nach  $\vec{t}$  aufgelöst:

$$\vec{t} = \vec{p}' - s \cdot \mathbf{R}(\phi) \cdot \vec{p} \quad (\text{C.16})$$

Wenn bekannt ist, dass die Transformation zusätzlich eine Spiegelung enthält, d.h.  $m = -1$  in Gleichung (3.8) auf Seite 49, dann führt eine analoge Herleitung zu

$$\alpha = \frac{d_x \cdot d'_x - d_y \cdot d'_y}{d_x^2 + d_y^2}, \quad \beta = -\frac{d_x \cdot d'_y + d'_x \cdot d_y}{d_x^2 + d_y^2} \quad (\text{C.17})$$

### C.1.2 Least-Squares-Bestimmung einer 2D-Transformation bei mehr als zwei Punktkorrespondenzen

Wenn mehr als zwei Paare  $(\vec{p}_i = (p_{ix}, p_{iy})^T, \vec{p}'_i = (p'_{ix}, p'_{iy})^T)$ , d.h. Punkte mit korrespondierenden Abbildern unter der Transformation gegeben sind, ist ebenfalls eine geschlossene Lösung möglich.

Die Herleitung basiert dabei auf dem folgenden Ansatz, in dem die Gleichungen (C.1) für die einzelnen Punkte unter Verwendung der Substitutionen (C.7) und (C.8) zusammengefasst werden:

$$\begin{pmatrix} \alpha & -\beta \\ \beta & \alpha \end{pmatrix} \begin{pmatrix} p_{1x} \\ p_{1y} \\ p_{2x} \\ p_{2y} \\ \vdots \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} t_x \\ t_y \\ t_x \\ t_y \\ \vdots \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} p'_{1x} \\ p'_{1y} \\ p'_{2x} \\ p'_{2y} \\ \vdots \end{pmatrix} \quad (\text{C.18})$$

---

<sup>1</sup>Die Routine `atan2` ist im Allgemeinen Bestandteil der Mathematik-Bibliothek von Programmiersprachen, in C bzw. C++ wird sie z.B. durch „math.h“ als `atan2(double y, double x)` eingebunden. In C# ist sie als statische Methode `System.Math.Atan2(double y, double x)` deklariert. Sie berechnet den Arcus-Tangens von  $y/x$ , berücksichtigt aber zusätzlich noch den Quadranten in dem sich  $(x, y)$  befindet, so dass der korrekte Winkel in Radians zurückgeliefert wird.

Auflösen von (C.18) nach den gesuchten Parametern  $\alpha$ ,  $\beta$  und  $\vec{t} = (t_x, t_y)^T$  liefert das lineare Gleichungssystem

$$\begin{pmatrix} p_{1x} & -p_{1y} & 1 & 0 \\ p_{1y} & p_{1x} & 0 & 1 \\ p_{2x} & -p_{2y} & 1 & 0 \\ p_{2y} & p_{2x} & 0 & 1 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \alpha \\ \beta \\ t_x \\ t_y \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} p'_{1x} \\ p'_{1y} \\ p'_{2x} \\ p'_{2y} \\ \vdots \end{pmatrix} \quad (\text{C.19})$$

Die Gleichungen sind damit in der Form  $A\vec{x} = \vec{b}$ .

Im Fall von mehr als zwei Punktkorrespondenzen ist dieses Gleichungssystem überbestimmt und hat in der Regel, d.h. unter Einfluss von Rauschen, keine eindeutige Lösung und muss deshalb mittels der Normalgleichung (lineare Ausgleichsrechnung)

$$A^T A \vec{x} = A^T \vec{b} \quad (\text{C.20})$$

oder über eine QR-Zerlegung gelöst werden. Beide Verfahren liefern dann eine Lösung  $\vec{x}$  im Least-Squares-Sinne [HS02].

Die Lösung dieses Systems enthält bereits den gesuchten Translationsvektor  $\vec{t} = (t_x, t_y)^T$ , der Skalierungsfaktor  $s$  und der Drehwinkel  $\phi$  können einfach aus den Werten von  $\alpha$  und  $\beta$  mittels der Gleichungen (C.13)-(C.15) bestimmt werden.

Analog kann auch bei einer Spiegelung, d.h.  $m = -1$  in Gleichung (3.8) auf Seite 49, ein entsprechendes Gleichungssystem aufgestellt werden:

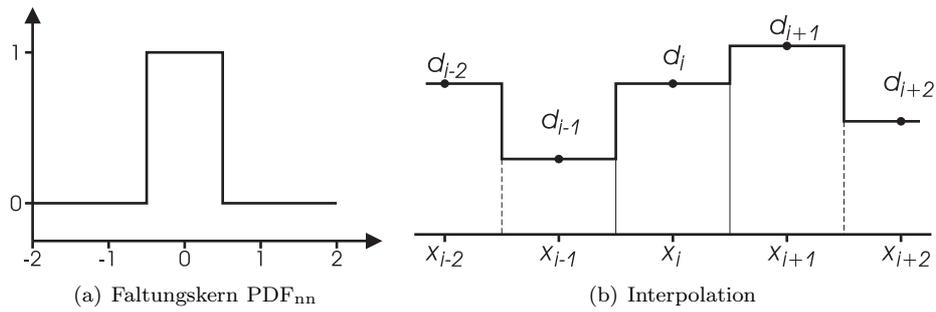
$$\begin{pmatrix} p_{1x} & -p_{1y} & 1 & 0 \\ -p_{1y} & -p_{1x} & 0 & 1 \\ p_{2x} & -p_{2y} & 1 & 0 \\ -p_{2y} & -p_{2x} & 0 & 1 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \alpha \\ \beta \\ t_x \\ t_y \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} p'_{1x} \\ p'_{1y} \\ p'_{2x} \\ p'_{2y} \\ \vdots \end{pmatrix} \quad (\text{C.21})$$

## C.2 Lineare Interpolation auf mehrdimensionalen Gittern

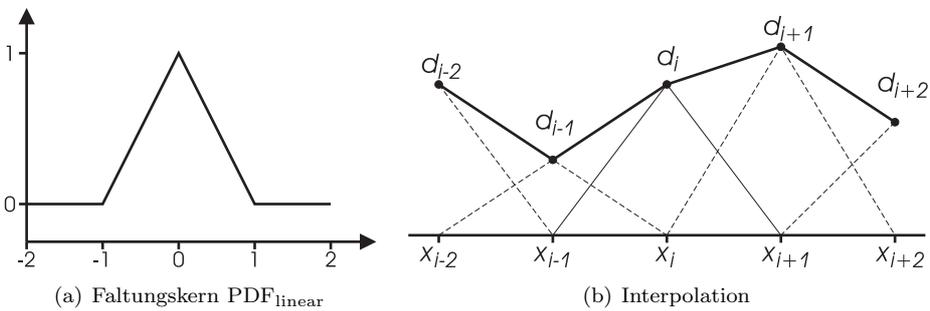
Die Interpolation auf mehrdimensionalen Gittern wird in dieser Arbeit bei der Neuabtastrung (Resampling) des Röntgenbildes während der Entzerrung in Abschnitt 4.1.1, bei der Optimierung des Entzerrungsvorgangs in Abschnitt 4.2 und bei der Verkleinerung der Röntgenbilder bzw. der  $CT$ -Volumen für das Registrierungsverfahren aus Kapitel 7 verwendet. Dabei wird auf der Basis von diskreten, an den Knotenpunkten eines Gitters – z.B. dem Pixelraster eines Bildes – festgelegten Werten eine kontinuierliche, multivariate Funktion definiert, die sich über den durch das Gitter abgedeckten Teilraum des  $\mathbb{R}^N$  erstreckt, wobei  $N$  die Dimension des Definitionsbereiches des Gitters darstellt (im Falle eines Bildes ist  $N = 2$ ).

Bei dieser Art der Interpolation handelt es sich um ein Standardproblem der Bildverarbeitung, für das verschiedene Ansätze von sehr einfachen Verfahren, wie der Verwendung des Wertes am nächsten Gitterpunkt (Nearest-Neighbour-Interpolation), bis zu der theoretisch optimalen Interpolation mittels des *sinc*-Faltungskernes bekannt sind. Diese Methoden basieren in der Regel auf der Faltung mit spezifischen Faltungskernen, auch bekannt als Punkt-Verteilungs-Funktionen (engl. *Point Distribution Functions (PDFs)*) [Smi02], welche den Einfluss einer Stützstelle der Interpolation auf ihre Umgebung festlegt.

Eine Faltung wird durchgeführt, indem an den  $N$  Stützstellen  $x_i$  platzierte und mit den korrespondierenden Datenwerten  $d_i$  skalierte Versionen der Faltungskerne aufsummiert werden, d.h. die Interpolati-



**Abbildung C.1:** Interpolation an den Stützstellen  $x_{i-2}, x_{i-1}, x_i, x_{i+1}, x_{i+2}$  mit den zugehörigen Datenwerten  $d_{i-2}, d_{i-1}, d_i, d_{i+1}, d_{i+2}$  durch Faltung mit dem Nearest-Neighbour-Interpolation-Faltungskern. (a) Faltungskern der Nearest-Neighbour-Interpolation, (b) Ergebnis der Interpolation.



**Abbildung C.2:** Interpolation an den Stützstellen  $x_{i-2}, x_{i-1}, x_i, x_{i+1}, x_{i+2}$  mit den zugehörigen Datenwerten  $d_{i-2}, d_{i-1}, d_i, d_{i+1}, d_{i+2}$  durch Faltung mit dem Faltungskern der linearen Interpolation. (a) Faltungskern der linearen Interpolation, (b) Ergebnis der Interpolation.

onsfunktion  $f(x)$  ergibt sich aus

$$f(x) = \sum_i \text{PDF}(x - x_i) \cdot d_i \quad (\text{C.22})$$

wobei die Funktion PDF den Faltungskern darstellt, z.B.  $\text{PDF}_{\text{linear}}$  für die lineare Interpolation:

$$\text{PDF}_{\text{linear}}(x) = \begin{cases} 1 - |x| & \text{falls } |x| < 1 \\ 0 & \text{sonst} \end{cases} \quad (\text{C.23})$$

Die Abbildungen C.1 und C.2 zeigen die Ergebnisse für eine eindimensionale Interpolation bei Verwendung der Faltungskerne für die Nearest-Neighbour- und die lineare Interpolation.

Die möglichen Faltungskerne unterscheiden sich in der Qualität der Ergebnisse, d.h. in spezifischen Artefakten, wie z.B. dem Blockcharakter der interpolierten Funktion bei der Nearest-Neighbour-Interpolation in Abb. C.1, und der Ausführungsgeschwindigkeit, die stark von der Größe des Einflussbereiches des Faltungskerns abhängt.

Für eine weiterführende Betrachtung dieser Eigenschaften bei verschiedenen Faltungskernen zur Interpolation sei an dieser Stelle auf [LCN98] und [TBU00] verwiesen.

In dieser Arbeit wird hauptsächlich auf die bilineare Interpolation zurückgegriffen, da diese für die vorgestellten Anwendungen bereits eine ausreichende Qualität aufweist und sehr effizient durchgeführt werden kann. Dieses Verfahren und seine Erweiterung auf dreidimensionale Gitter wird in den folgenden Abschnitten eingehender betrachtet.

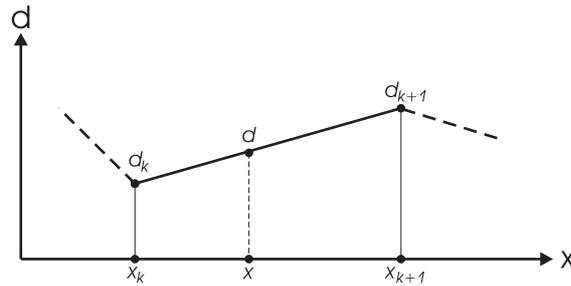


Abbildung C.3: Eindimensionale Interpolation des Wertes  $d$  an der Stelle  $x$ .

### C.2.1 Lineare Interpolation im eindimensionalen Raum

Bei der eindimensionalen linearen Interpolation wird die interpolierende Funktion stückweise aus Geradenabschnitten zusammengesetzt. Sind die Stützstellen  $\{x_1, \dots, x_N\}$  mit den zugehörigen Datenwerten  $\{d_1, \dots, d_n\}$  in einer sortierten Reihenfolge  $x_i < x_j$  für  $i < j$  gegeben, so kann ein Wert  $d$  an der Stelle  $x$  durch das folgende Verfahren interpoliert werden, welches auch in Abb. C.3 dargestellt wird.

1. Suche für  $x$  ein  $k$  für das  $x_k < x < x_{k+1}$  gilt, z.B. mit Hilfe einer binären Suche [PTVF93] in der Menge der Stützstellen.
2. Interpoliere für  $x$  den Wert  $d$  mittels

$$d = d_k + \frac{(d_{k+1} - d_k) \cdot (x - x_k)}{(x_{k+1} - x_k)} \quad (\text{C.24})$$

Besonders einfach wird diese Interpolation im Fall von äquidistanten Stützstellen  $x_i = x_1 + w \cdot (i - 1)$  für  $i \in \mathbb{N}$  mit dem Aufhängepunkt  $x_1$  und der Schrittweite  $w$  zwischen den Stützstellen. Dies erlaubt in Schritt 1 die Suche nach dem Index  $k$  in  $O(1)$  statt  $O(\log N)$  Zeit:

$$k = 1 + \left\lfloor \frac{x - x_1}{w} \right\rfloor \quad (\text{C.25})$$

Daneben reduziert sich (C.24) in dem häufigen Fall  $w = 1$  zu

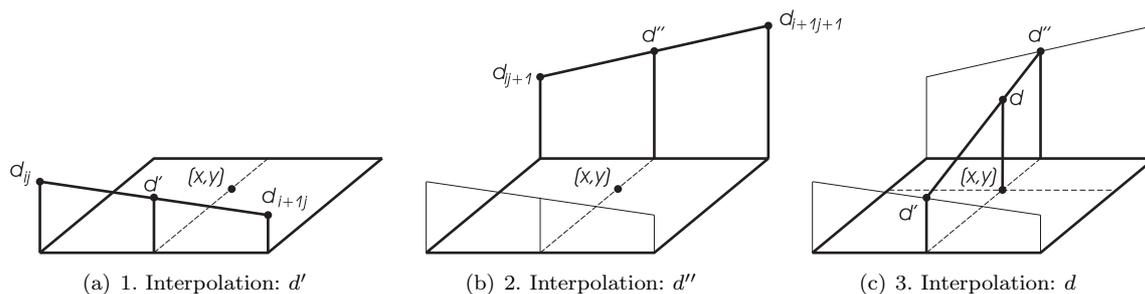
$$\begin{aligned} d &= (1 - (x - x_k)) \cdot d_k + (x - x_k) \cdot d_{k+1} \\ &= (1 - |x - x_k|) \cdot d_k + (1 - |x - x_{k+1}|) \cdot d_{k+1} \\ &= d_k \cdot \text{PDF}_{\text{linear}}(x - x_k) + d_{k+1} \cdot \text{PDF}_{\text{linear}}(x - x_{k+1}) \end{aligned} \quad (\text{C.26})$$

woraus deutlich wird, dass es sich hier um die Faltung mit dem linearen Faltungskern aus Abb. C.2 bzw. Gleichung (C.23) handelt.

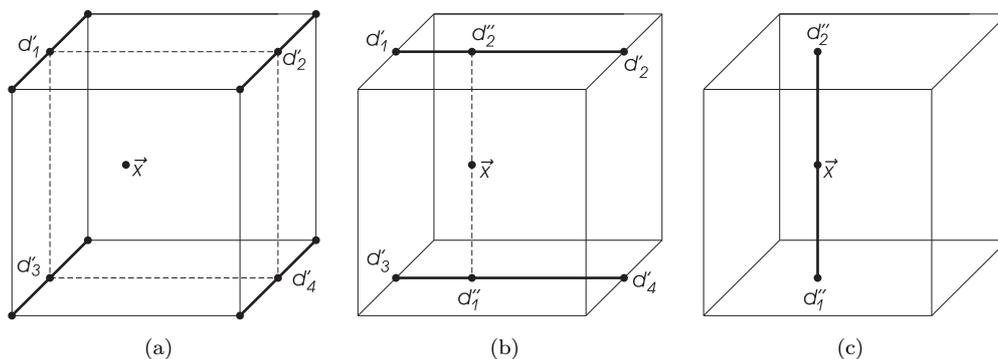
### C.2.2 Erweiterung auf mehrdimensionale Gitter

Die lineare Interpolation auf mehrdimensionalen Gittern kann in einer rekursiven Weise auf den im vorherigen Abschnitt dargestellten, eindimensionalen Fall zurückgeführt werden. Von besonderem Interesse ist dabei die bilineare Interpolation für 2D-Bilder und die trilineare Interpolation für 3D-Volumen.

Bei der bilinearen Interpolation werden zunächst für die zu interpolierende Stelle  $(x, y)$  die Knotenpunkte  $(i, j)$ ,  $(i+1, j)$ ,  $(i, j+1)$  und  $(i+1, j+1)$  des umgebenden Gitterfeldes bestimmt. Dies ist analog zu der Bestimmung von  $k$  im eindimensionalen Fall und kann bei einem Gitter mit äquidistanten Knotenabständen effizient in  $O(1)$  Zeit durchgeführt werden.



**Abbildung C.4:** Aufbau der bilinearen Interpolation für den Punkt  $(x, y)$  aus drei eindimensionalen linearen Interpolationen mit den Zwischenergebnissen  $d'$  und  $d''$  und dem Endergebnis  $d$ . Die Bodenfläche stellt ein Feld innerhalb des Interpolationsgitters dar.



**Abbildung C.5:** Trilineare Interpolation an der Position  $\vec{x}$  innerhalb einer Gitterzelle. Ausgehend von den acht Stützstellen – Eckpunkte des Würfels in (a) – wird über sieben eindimensionale Interpolationen (a)-(c) mit den Zwischenergebnissen  $d'_1, d'_2, d'_3, d'_4, d''_1$  und  $d''_2$  das Endergebnis  $d$  ermittelt.

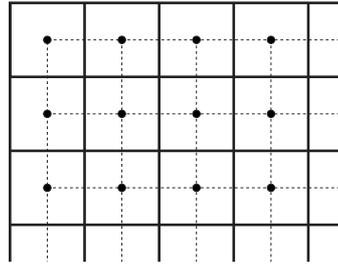
Die eigentliche Interpolation geschieht durch die zweifache Anwendung der eindimensionalen linearen Interpolation an der Stelle  $x$  entlang den Kanten von  $(i, j)$  nach  $(i + 1, j)$  und von  $(i, j + 1)$  nach  $(i + 1, j + 1)$ . Es entstehen dabei die interpolierten Zwischenergebnisse  $d'$  und  $d''$ , die für eine abschließende, eindimensionale Interpolation als Eingabe-Datenpunkte verwendet werden, um das Endergebnis  $d$  zu bestimmen. Der gesamte Interpolationsvorgang wird in Abb. C.4 veranschaulicht.

Analog zu der Herleitung der bilinearen Interpolation kann eine trilineare Interpolation als eine eindimensionale lineare Interpolation zwischen den Ergebnissen zweier bilinearer Interpolationen in übereinander liegenden Schichten angesehen werden. Es werden damit sieben eindimensionale lineare Interpolationen durchgeführt, die insgesamt acht Stützpunkte benötigen. Abb. C.5 zeigt hierzu die einzelnen Teilschritte.

### C.2.3 Zusammenhang zwischen Interpolationsgitter und Bilddaten

Ein Pixel eines Bildes ist definiert als eine Zelle innerhalb eines Rasters, wobei der Zelle ein Grauwert oder eine Farbe zugeordnet ist. Der Pixel ist somit kein Punkt mit einer konkreten Position, sondern stellt eine Fläche dar. Bei der bilinearen Interpolation tritt somit das Problem der Positionierung der Stützstellen auf, die an eindeutigen Positionen in  $\mathbb{R}^2$  erwartet werden.

Dieses Problem wird gelöst, indem beim Übergang von Pixeln in den kontinuierlichen Interpolationsraum die Zentren der Pixel als Stützstellen verwendet werden, da diese Punkte die Schwerpunkte der Pixel darstellen. Das Gitter der Stützstellen ist, wie in Abb. C.6 ersichtlich, gegenüber dem Ausgangsraster um jeweils eine halbe Zellenbreite bzw. Höhe verschoben.



**Abbildung C.6:** Darstellung des Zusammenhangs zwischen dem Raster der Bildpixel (durchgezogene Linien) und dem für eine bilineare Interpolation verwendeten Gitter (gestrichelte Linien).

Da für eine bilineare Interpolation vier umgebende Stützstellen benötigt werden, ist die Interpolation in einem Bild der Größe  $W \times H$  Pixel nur für die Punkte  $(x, y) \in \mathbb{R}^2$  mit  $0,5 \leq x < W - 0,5$  und  $0,5 \leq y < H - 0,5$  möglich.

Für die trilineare oder höherdimensionale Interpolationen gelten analoge Regeln.

### C.3 Repräsentation von rigiden 3D-Transformation

Für eine  $3 \times 3$ -Matrix  $R$ , deren Spaltenvektoren eine orthonormale Basis für ein rechthändiges Koordinatensystem darstellen, und einen Translationsvektor  $\vec{t} \in \mathbb{R}^3$  beschreibt

$$\vec{p}' = R \cdot \vec{p} + \vec{t} \quad (\text{C.27})$$

eine rigide Transformation des 3D-Punktes  $\vec{p} = (p_x, p_y, p_z)^T$  in  $\vec{p}' = (p'_x, p'_y, p'_z)^T$ . Die inverse Abbildung ist unter der Berücksichtigung der Eigenschaft  $R^{-1} = R^T$  für orthonormale (unitäre) Matrizen ebenfalls sehr einfach möglich:

$$\vec{p} = R^T \cdot \vec{p}' - R^T \cdot \vec{t} \quad (\text{C.28})$$

Tupel der Form  $(R, \vec{t})$  werden in dieser Arbeit für die Durchführung derartiger Transformationen und für die Repräsentation von Koordinatensystemen verwendet, die eine Transformation von Punkten des Weltkoordinatensystems in das jeweils betrachtete Koordinatensystem darstellen.

Unter Verwendung einer homogenen  $4 \times 4$  Matrix  $P$  und der Erweiterung von  $\vec{p}$  zu  $\vec{p}_H = (p_x, p_y, p_z, 1)^T$  kann (C.27) auch geschrieben werden, als:

$$\vec{p}'_H = \begin{pmatrix} R & \vec{t} \\ 0 & 1 \end{pmatrix} \cdot \vec{p}_H = P \cdot \vec{p}_H \quad (\text{C.29})$$

Unter Umständen ist eine kompaktere Darstellung der Rotation als durch die Rotationsmatrix  $R$  wünschenswert, z.B. während der Optimierung in Abschnitt 7.2.6, um die Anzahl der Freiheitsgrade zu reduzieren und um die Orthonormalitäts-Bedingung für  $R$  zu erfüllen.

Hierzu wird die so genannte Euler-Darstellung verwendet, bei der die Gesamtrotation  $R$  in drei elementare Drehungen um die  $X$ -,  $Y$ - bzw.  $Z$ -Achse faktorisiert wird. Die Rotationsmatrizen  $R_X$ ,  $R_Y$  und  $R_Z$  können direkt in Abhängigkeit zum jeweiligen Winkel angegeben werden:

$$R_X(\phi) = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\phi) & -\sin(\phi) \\ 0 & \sin(\phi) & \cos(\phi) \end{pmatrix} \quad (\text{C.30})$$

$$\mathbf{R}_Y(\theta) = \begin{pmatrix} \cos(\theta) & 0 & -\sin(\theta) \\ 0 & 1 & 0 \\ \sin(\theta) & 0 & \cos(\theta) \end{pmatrix} \quad (\text{C.31})$$

$$\mathbf{R}_Z(\psi) = \begin{pmatrix} \cos(\psi) & -\sin(\psi) & 0 \\ \sin(\psi) & \cos(\psi) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (\text{C.32})$$

Bei Zerlegung von  $R$  besteht eine Wahlmöglichkeit bezüglich der Reihenfolge der elementaren Drehungen, die je nach Anwendungsgebiet typisch ist [SB96]. In dieser Arbeit spielt dies jedoch keine weitere Rolle und es wird folgende Reihenfolge festgelegt:

$$\mathbf{R}(\phi, \theta, \psi) = \mathbf{R}_Z(\psi) \cdot \mathbf{R}_Y(\theta) \cdot \mathbf{R}_X(\phi) \quad (\text{C.33})$$

# Literaturverzeichnis

- [AEPR02] ASSEN, H. C. VAN, MICHAEL EGMONT-PETERSEN und JOHAN H. C. REIBER: *Accurate object localization in gray level images using the center of gravity measure: accuracy versus precision*. IP, 11(12):1379–1384, Dezember 2002. (Zitiert auf den Seiten 31 und 38.)
- [AR03] ARCHIP, NECULAI und ROBERT ROHLING: *Approximation of the center and radius of C-arm images for automatic on-line camera calibration*. Technischer Bericht, Electrical and Computer Engineering – University of British Columbia, 2003. (Zitiert auf Seite 121.)
- [Arm02] ARMIDROR, ISAAC: *Scattered data interpolation methods for electronic imaging systems: a survey*. Journal of Electronic Imaging, 11(2):157–176, April 2002. (Zitiert auf Seite 61.)
- [BB<sup>+</sup>97] BLIEK, HUBRECHT L. T. DE, MARCEL BREEUWER et al.: *Planning and Guidance for Frameless Biopsy*. In: *Computer Integrated Surgery (CIS'97)*, 1997. (Zitiert auf Seite 2.)
- [Beh02] BEHRENS, R.: *The Image Intensifier: An Example for Innovations with Advanced Products*. Electromedica, 70(1), 2002. (Zitiert auf Seite 25.)
- [BfS03] *Röntgendiagnostik – schädlich oder nützlich?* Informationsmaterial des Bundesamtes für Strahlenschutz (BfS), 2003. (Zitiert auf Seite 21.)
- [BGZ96] BUNGARTZ, HANS JOACHIM, MICHAEL GRIEBEL und CHRISTOPH ZENGER: *Einführung in die Computergrafik*. F. Vieweg & Sohn Verlagsgesellschaft, 1996. (Zitiert auf den Seiten 2, 124 und 125.)
- [Bir00] BIRKFELLNER, WOLFGANG: *Tracking Systems in Surgical Navigation*. Doktorarbeit, Universität Wien, 2000. (Zitiert auf Seite 7.)
- [BK03] BEERS, WIM C. M. VAN und JACK P. C. KLEIJNEN: *Kriging for Interpolation in Random Simulation*. Journal of the Operational Research Society, 54(3):255–262, 2003. (Zitiert auf den Seiten 68 und 69.)
- [BM92] BESL, PAUL J. und NEIL D. MCKAY: *A Method for Registration of 3-D Shapes*. IEEE Transaction on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 14, 1992. (Zitiert auf Seite 117.)
- [BMSG01] BURGKART, RAINER, WOLFRAM MITTELMEIER, ERWIN STEINHAUSER und REINER GRADINGER: *Robotereinsatz in der Hüftendoprothetik – Präzision mit dem falschen Konzept?* Orthopädie&Rheuma, 2001. (Zitiert auf Seite 5.)
- [Boo97] BOOKSTEIN, FRED L.: *Morphometric Tools for Landmark Data: Geometry and Biology*. Cambridge University Press, Cambridge, 1997. (Zitiert auf den Seiten 61 und 66.)
- [Bor84] BORGEFORS, GUNILLA: *Distance Transformations in Arbitrary Dimensions*. Computer Vision, Graphics, and Image Processing, 27:321–345, 1984. (Zitiert auf Seite 55.)
- [BP66] BELL, M. und M. C. PIKE: *Remark on Algorithm 178*. Comm. ACM, 9:685–686, September 1966. (Zitiert auf Seite 138.)
- [BQS02] *Qualitätsreport 2002*. Bundesgeschäftsstelle Qualitätssicherung (BQS), 2002. (Zitiert auf Seite 3.)

- [Bra99] BRACK, CHRISTIAN: *Röntgenbasierte Navigation von chirurgischen Werkzeugen in der Orthopädie*. Doktorarbeit, Technische Universität München, 1999. (Zitiert auf den Seiten 9, 10, 11, 23, 24, 25, 29, 50, 59, 65, 88 und 117.)
- [BRSZ02] BARTELS, ERNST, MICHAEL ROTH, ACHIM SCHWEIKARD und FRANK ZIMMERMANN: *Konzept für ein System zur Roboterunterstützten Brachytherapie*. In: *1. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Computer- und Roboterassistierte Chirurgie e.V. (CURAC)*, 2002. (Zitiert auf den Seiten 2 und 156.)
- [BS91] BRONSTEIN, I. N. und K. A. SEMENDJAJEW: *Taschenbuch der Mathematik*. B.G. Teubner Verlagsgesellschaft, 1991. (Zitiert auf Seite 87.)
- [Bur03] BURKHARDT, STEFAN: *Orthopädische Navigation auf der Basis von Kernspin-Bilddatensätzen*. Doktorarbeit, Technische Universität München, 2003. (Zitiert auf Seite 10.)
- [BWA01] BISHOP, GARY, GREG WELCH und B. DANETTE ALLEN: *Tracking: Beyond 15 Minutes of Thought (Course-Pack)*, 2001. (Zitiert auf den Seiten 6 und 7.)
- [BWR<sup>+</sup>02] BRENDDEL, BERNHARD, SUSANNE WINTER, ANDREAS RICK, MARTIN STOCKHEIM und HELMUT ERMERT: *Registration of 3D CT and Ultrasound Datasets of the Spine using Bone Structures*. *Computer Aided Surgery*, 7, 2002. (Zitiert auf Seite 10.)
- [CBC<sup>+</sup>01] CARR, JONATHAN C., RICHARD K. BEATSON, JON B. CHERRIE, TIM J. MITCHELL, W. RICHARD FRIGHT, BRUCE C. MCCALLUM und TIM R. EVANS: *Reconstruction and Representation of 3D Objects with Radial Basis Functions*. In: FIUME, EUGENE (Herausgeber): *SIGGRAPH 2001, Computer Graphics Proceedings*, Seiten 67–76. ACM Press / ACM SIGGRAPH, 2001. (Zitiert auf Seite 61.)
- [CGR97] COSTE, E., D. GIBON und J. ROUSSEAU: *Assessment of image intensifier and distortion for DSA localization studies*. *The British Journal of Radiology*, 70:70–73, 1997. (Zitiert auf Seite 23.)
- [CJ98] CHO, PAUL S. und ROGER H. JOHNSON: *Automated detection of BB pixel clusters in fluoroscopic images*. *Physics in Medicine and Biology*, 43:2677–2683, September 1998. (Zitiert auf den Seiten 31, 39 und 47.)
- [CSG<sup>+</sup>01] CLEARY, KEVIN, DAN STOIANOVICI, NEIL GLOSSOP, KEVIN GARY, SUMIYO ONDA, RICK CODY, DAVID LINDISCH, ALEXANDRU STANIMIR, DUMITRU MAZILU, ALEXANDRU PATRICIU und ELLIOT LEVY VANCE WATSON: *CT-Directed Robotic Biopsy Testbed: Motivation and Concept*. In: *Proceedings of SPIE*, Band 4319, 2001. (Zitiert auf den Seiten 2 und 10.)
- [Dav97] DAVIES, E. ROY: *Machine Vision: Theory, Algorithms, Practicalities*. Academic Press, 2nd Auflage, 1997. (Zitiert auf den Seiten 31, 34, 81 und 130.)
- [DB02] DONATO, GIANLUCA und SERGE BELONGIE: *Approximation Methods for Thin Plate Spline Mappings and Principal Warps*, 2002. (Zitiert auf Seite 68.)
- [Dev98] DEVILLARD, NICOLAS: *Fast Median Search: an ANSI C Implementation*. 1998. (Zitiert auf Seite 32.)
- [DG97] DORNAIKA, FADI und CHRISTOPHE GARCIA: *Robust camera calibration using 2D to 3D feature correspondences*. *Proceedings of the International Symposium SPIE –Optical Science Engineering and Instrumentation, Videometrics V*, 3174:123–133, July 1997. (Zitiert auf Seite 85.)
- [ERRW02] EYKE, J. CHRISTOPHER, JAMES E. RICCIARDI, WARREN ROESCH und THOMAS S. WHITE-CLOUD: *Computer-Assisted Virtual Fluoroscopy*. *The University of Pennsylvania Orthopaedic Journal*, 15, 2002. (Zitiert auf den Seiten 2, 9 und 11.)
- [EWP<sup>+</sup>00] EULER, E., S. WIRTH, K. J. PFEIFER, W. MUTSCHLER und A. HEBECKER: *3D-Imaging with an Isocentric Mobile C-Arm*. *Electromedica*, 68(2), 2000. (Zitiert auf Seite 10.)

- [Fau93] FAUGERAS, OLIVIER D.: *Three-Dimensional Computer Vision – A Geometric Viewpoint*. MIT-Press, 1993. (Zitiert auf den Seiten 81 und 85.)
- [FB81] FISCHLER, MARTIN A. und ROBERT C. BOLLES: *Random sample consensus: a paradigm for model fitting with applications to image analysis and automated cartography*. Communications of the ACM, 24(6):381–395, 1981. (Zitiert auf den Seiten 50 und 52.)
- [FKPT97] FAHRMEIR, LUDWIG, RITA KÜNSTLER, IRIS PIGEOT und GERHARD TUTZ: *Statistik - der Weg zur Datenanalyse*. Springer-Verlag, 1997. (Zitiert auf den Seiten 12, 32, 33, 54, 133 und 134.)
- [FP03] FORSYTH, DAVID A. und JEAN PONCE: *Computer Vision – A Modern Approach*. Pearson Education, Inc., 2003. (Zitiert auf Seite 85.)
- [FR88] FELIX, ROLAND und BERND RAMM: *Das Röntgenbild*. Georg Thieme Verlag, 1988. (Zitiert auf den Seiten 14, 16, 17 und 21.)
- [FT86] FAUGERAS, OLIVIER D. und GIORGIO TOSCANI: *The Calibration Problem For Stereo*. CVPR, 86:15–20, 1986. (Zitiert auf den Seiten 85 und 87.)
- [GCB02] GLOSSOP, N. D., K. CLEARY und F. BANOVA: *Needle Tracking using the Aurora Magnetic Position Sensor*. In: *Computer Aided Orthopaedic Surgery (CAOS)*, 2002. (Zitiert auf Seite 7.)
- [GHW<sup>+</sup>03] GRÜTZNER, P. A., A. HEBECKER, H. WAELTI, B. VOCK, L.-P. NOLTE und A. WENTZENSEN: *Clinical Study for Registration-Free 3D-Navigation with the SIREMOBIL Iso-C-3D Mobile C-Arm*. Electromedica, 71(1), 2003. (Zitiert auf den Seiten 2 und 10.)
- [GLP01] GOBBI, DAVID G., BELINDA K. H. LEE und TERRY M. PETERS: *Real-Time 3D Ultrasound for Interoperative Surgical Guidance*. In: *Proceedings of SPIE*, Band 4319, 2001. (Zitiert auf Seite 10.)
- [GM98] GLASBEY, CHRIS A. und KANTI V. MARDIA: *A review of image warping methods*. Journal of Applied Statistics, 25:155–171, 1998. (Zitiert auf Seite 65.)
- [GNK<sup>+</sup>01] GERING, DAVID T., ARYA NABAVI, RON KIKINIS, NOBY HATA, LAUREN J. O'DONNELL, W. ERIC L. GRIMSON, FERENC A. JOLESZ, PETER M. BLACK und WILLIAM M. WELLS: *An Integrated Visualization System for Surgical Planning and Guidance Using Image Fusion and an Open MR*. Journal of Magnetic Resonance Imaging, 13, 2001. (Zitiert auf den Seiten 2 und 10.)
- [Gra00] GRAMS, SUSANNE: *Einsatz geostatistischer Verfahren zur Charakterisierung der Grundwasserbeschaffenheit im Bereich der Rieselfelder südlich Berlins*. Doktorarbeit, Technische Universität Berlin, 2000. (Zitiert auf den Seiten 68 und 70.)
- [GSF01] GLOZMAN, DANIEL, MOSHE SHOHAM und ANATH FISCHER: *A Surface-Matching Technique for Robot-Assisted Registration*. In: *Computer Aided Surgery*, 2001. (Zitiert auf Seite 117.)
- [GTK88] GREMBAN, KEITH D., CHARLES E. THORPE und TAKEO KANADE: *Geometric Camera Calibration using Systems of Linear Equations*. Proceedings of Image Understanding Workshop, Seiten 820–825, April 1988. (Zitiert auf Seite 87.)
- [Gun00] GUNNERSON, ERIC: *C# - Die neue Sprache für Microsofts .NET-Plattform*. Galileo Press, Bonn, 2000. (Zitiert auf Seite 11.)
- [HAI<sup>+</sup>03] HAHN, ULRICH, J. ANDERMAHR, J. ISENBERG, M. PÄSLER, J. KOEBKE und K. E. REHM: *Wie wichtig ist die präzise Lage von Pedikelschrauben im Hinblick auf Ausreißkräfte*. In: *67. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Unfallchirurgie*, 2003. (Zitiert auf Seite 5.)
- [HEH<sup>+</sup>99] HABERLAND, N., K. EBMEIER, R. HLISCS, J. P. GRUNEWALD und R.-L. KALFF: *Intraoperative CT in image-guided surgery of the spine*. Medica Mundi, 43, 1999. (Zitiert auf den Seiten 2 und 10.)

- [HHH01] HAJNAL, JOSEPH V., DEREK L. G. HILL und DAVID J. HAWKES (Herausgeber): *Medical Image Registration*. CRC Press, 2001. (Zitiert auf den Seiten 61, 84, 115 und 116.)
- [HJ61] HOOKE, ROBERT und T. A. JEEVES: "Direct Search" Solution of Numerical and Statistical Problems. *J. ACM*, 8(2):212–229, 1961. (Zitiert auf den Seiten 137 und 138.)
- [HJ03] HAZAN, ERIC J. und LEO JOSKOWICZ: *Computer-Assisted Image-Guided Intramedullary Nailing of Femoral Shaft Fractures*. *Techniques in Orthopaedics, Special Issue on Computer-Aided Orthopaedic Surgery*, 18:130–140, 2003. (Zitiert auf Seite 2.)
- [HRB<sup>+</sup>99] HEECKT, P., M. RÜHL, G. BUCHHORN, H. G. WILLERT, C. O. R. GRÜNEIS, F. F. HENNIG, J. PETERMANN, P. HEINZE, L. GOTZEN, R. KOBER, H. GERHARDT, M. ROMANOWSKI, J. REPICCI, U. MALL und P. HABERMEYER: *Computer Assisted Surgical Planning and Robotics mit dem CASPAR-System*. In: JEROSCH, J., K. NICOL und K. PEIKENKAMP (Herausgeber): *Rechnergestützte Verfahren in der Orthopädie und Unfallchirurgie*. Steinkopf Verlag, 1999. (Zitiert auf Seite 2.)
- [HS02] HUCKLE, THOMAS und STEFAN SCHNEIDER: *Numerik für Informatiker*. Springer-Verlag, 2002. (Zitiert auf den Seiten 65, 66, 87 und 163.)
- [HSBN97] HOFSTETTER, R., M. SLOMCZYKOWSKI, I. BOURGUIN und L.-P. NOLTE: *Fluoroscopy Based Surgical Navigation - Concept and Clinical Applications*. *Proceedings of the 11th Int. Symposium on Computer Assisted Radiology and Surgery*, 1997. (Zitiert auf den Seiten 9, 10, 11, 25, 29 und 59.)
- [HYT79] HUANG, T. S., G. J. YANG und G. Y. TANG: *A fast two-dimensional median filtering algorithm*. *IEEE Transactions on Acoustic, Speech, and Signal Processing*, ASSP 27(1):13–18, February 1979. (Zitiert auf Seite 32.)
- [JFP<sup>+</sup>99] JEROSCH, J., T. J. FILLER, E. T. PEUKER, M. RAHGOZAR, CH. V. HASSELBACH, A. LAHMER und U. WITZEL: *Grundlagen zu Operationsrobotern in der Hüftendoprothetik und mögliche Ansätze zur Qualitätsverbesserung von Operationsplanung und -umsetzung*. In: JEROSCH, J., K. NICOL und K. PEIKENKAMP (Herausgeber): *Rechnergestützte Verfahren in der Orthopädie und Unfallchirurgie*. Steinkopf Verlag, 1999. (Zitiert auf Seite 2.)
- [Jäh91] JÄHNE, BERND: *Digitale Bildverarbeitung*. Springer-Verlag, 1991. (Zitiert auf Seite 121.)
- [JKS95] JAIN, RAMESH, RANGACHAR KASTURI und BRIAN G. SCHUNK: *Machine Vision*. McGraw-Hill, Inc., 1995. (Zitiert auf den Seiten 34, 36, 38, 81, 121, 127 und 130.)
- [JMS<sup>+</sup>99] JOSKOWICZ, LEO, CHARLES MILGROM, ARIEL SIMKIN, LANA TOCKUS und ZIV YANIV: *FRACAS: a system for computer-aided image-guided long bone fracture surgery*. *Computer-Aided Surgery*, 3, 1999. (Zitiert auf den Seiten 2 und 9.)
- [JT01] JOSKOWICZ, LEO und RUSSEL H. TAYLOR: *Computers in Imaging and Guided Surgery*. *Computers in Science and Engineering*, 3, 2001. (Zitiert auf Seite 4.)
- [Kör02] KÖRBLEIN, ALFRED: *Krebsrate und Säuglingssterblichkeit in Bayern in Abhängigkeit von der natürlichen Hintergrundstrahlung*. Umweltinstitut München e.V., 2002. (Zitiert auf Seite 20.)
- [Kra05] KRAUTZ, CHRISTOPH: *Perinatal spatiotemporal analysis of the fetal skull using B-Mode*. Diplomarbeit, Technische Universität München, Erscheint 2005. (Zitiert auf den Seiten 10 und 156.)
- [KSP<sup>+</sup>95] KIENZLE, THOMAS C., S. DAVID STULBERG, MICHAEL PESHKIN, ARTHUR QUAID, JON LEA, AMBARISH GOSWAMI und CHI-HAUR WU: *A Computer-Assisted Total Knee Replacement Surgical System Using a Calibration Robot*. In: TAYLOR, R.H., S. LAVALLÉE et al. (Herausgeber): *Computer Integrated Surgery – Technology And Clinical Applications*. The MIT-Press, Cambridge, London, 1995. (Zitiert auf Seite 2.)

- [LaR01] LAROSE, DAVID: *Iterative X-ray/CT Registration Using Accelerated Volume Rendering*. Doktorarbeit, Robotics Institute, Carnegie Mellon University, Pittsburgh, PA, May 2001. (Zitiert auf den Seiten 12, 117, 125, 133, 135 und 136.)
- [LC87] LORENSEN, WILLIAM E. und HARVEY E. CLINE: *Marching Cubes: A High Resolution 3D Surface Construction Algorithm*. Computer Graphics, 21(3):163–169, Juli 1987. (Zitiert auf Seite 116.)
- [LCN98] LICHTENBELT, BARTHOLD, RANDY CRANE und SHAZ NAQVI: *Introduction To Volume Rendering*. Prentice-Hall PTR, 1998. (Zitiert auf den Seiten 60, 124 und 164.)
- [LEF95] LORUSSO, ADELE, DAVID W. EGGERT und ROBERT B. FISHER: *A comparison of four algorithms for estimating 3-d rigid transformations*. Proceedings of British Machine Vision Conference, Seiten 237–246, 1995. (Zitiert auf den Seiten 84 und 116.)
- [Lfa97] *Strahlenschutzkleidung und – zubehör bei medizinischer Anwendung von Röntgenstrahlung*. Informationsmaterial des Bayerischen Landesamtes für Arbeitsschutz, Arbeitsmedizin und Sicherheitstechnik (LfAS), 1997. (Zitiert auf Seite 21.)
- [LL94] LACROUTE, PHILIPPE und MARC LEVOY: *Fast Volume Rendering Using a Shear-Warp Factorization of the Viewing Transformation*. Computer Graphics, 28(Annual Conference Series):451–458, 1994. (Zitiert auf Seite 124.)
- [LLY<sup>+</sup>00] LAINE, T., T. LUND, M. YLIKOSKI, J. LOHIKOSKI und D. SCHLENZKA: *Accuracy of Pedicle Screw Insertation with and without Computer Assistance*. In: *27th Annual Meeting of the ISSLS, Adelaide, Australia*, Adelaide, Australia, 2000. (Zitiert auf Seite 5.)
- [LT<sup>+</sup>95] LAVALLÉE, S., J. TROCCAZ et al.: *Computer-Assisted Spinal Surgery Using Anatomy-Based Registration*. In: TAYLOR, R.H., S. LAVALLÉE et al. (Herausgeber): *Computer Integrated Surgery – Technology And Clinical Applications*. The MIT-Press, Cambridge, London, 1995. (Zitiert auf den Seiten 2 und 117.)
- [LTT98] LEWIS, ROBERT MICHAEL, VIRGINIA TORCZON und MICHAEL W. TROSSET: *Why Pattern Search Works*. Technischer Bericht, Institute for Computer Applications in Science and Engineering, NASA Langley Research Center, 1998. (Zitiert auf Seite 138.)
- [LTT00] LEWIS, ROBERT MICHAEL, VIRGINIA TORCZON und MICHAEL W. TROSSET: *Direct search methods: Then and now*. Journal of Computational and Applied Mathematics, 2000. (Zitiert auf Seite 138.)
- [LYJ02] LIVYATAN, HAREL, ZIV YANIV und LEO JOSKOWICZ: *Robust Automatic C-Arm Calibration for Fluoroscopy-Based Navigation: A Practical Approach*. Proceedings of MICCAI 2002, 5th International Conference, Part II, Seiten 60–68, September 2002. (Zitiert auf den Seiten 9, 10, 11, 25, 29, 31, 32, 33, 50, 58, 59, 85 und 87.)
- [Mas95] MASTERS, TIMOTHY: *Advanced algorithms for neural networks: a C++ sourcebook*. John Wiley & Sons, Inc., 1995. (Zitiert auf den Seiten 70 und 88.)
- [MHB<sup>+</sup>00] MEISSNER, M., J. HUANG, D. BARTZ, K. MUELLER und R. CRAWFIS: *A Practical Evaluation of Popular Volume Rendering Algorithms*. ACM Symposium on Volume Visualization, 2000. (Zitiert auf Seite 125.)
- [MHP<sup>+</sup>02] McLAUGHLIN, R. A., J. HIPWELL, G. P. PENNEY, K. RHODE, A. CHUNG, J. A. NOBLE und D.J.HAWKES: *Intensity-based Registration versus Feature-based Registration for Neuro-interventions*. In: *Proceedings of MICCAI 2002*, Tokyo, Japan, September 2002. (Zitiert auf Seite 117.)
- [MV98] MAINTZ, J. B. ANTOINE und MAX A. VIERGEVER: *A survey of medical image registration*. Medical Image Analysis, 2(1):1–36, 1998. (Zitiert auf den Seiten 115 und 116.)

- [Nar99] NARCOWICH, FRANCIS J.: *Notes on Scattered-Data Radial-Function Interpolation*. Technischer Bericht, Department of Mathematics, Texas A& M University, 1999. (Zitiert auf Seite 67.)
- [NEM93] *The DICOM Standard, Version 3.0*, 1993. National Electrical Manufacturers Association (NEMA), WWW-Seite <http://medical.nema.org>. (Zitiert auf den Seiten 9, 18 und 118.)
- [NGD] *Geomagnetism*. WWW-Seite des National Geophysic Data Center (NGDC), <http://www.ngdc.noaa.gov/seg/geomag/>. (Zitiert auf Seite 25.)
- [NN01] NOH, JUN-YONG und ULRICH NEUMANN: *Expression Cloning*. In: FIUME, EUGENE (Herausgeber): *SIGGRAPH 2001, Computer Graphics Proceedings*, Seiten 277–288. ACM Press / ACM SIGGRAPH, 2001. (Zitiert auf Seite 61.)
- [Orr96] ORR, MARK J. L.: *Introduction to Radial Basis Function Networks*. Technischer Bericht, Centre of Cognitive Science, University of Edinburgh, 1996. (Zitiert auf Seite 70.)
- [OSK<sup>+</sup>02] OJALA, RISTO, ROBERTO BLANCO SEQUEIROS, RAULI KLEMOLA, ERKKI VAHALA, LASSE JYRKINEN und OSMO TERVONEN: *MR-Guided Bone Biopsy: Preliminary Report of a new Guiding Method*. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 15, 2002. (Zitiert auf den Seiten 2 und 10.)
- [Par99] PARKER, DAISY ERIN: *An Empirical Investigation of the Global Behavior of Several Pattern Search Algorithms*. Technischer Bericht, Department of Computer Science - University of North Carolina, 1999. (Zitiert auf Seite 138.)
- [PBH<sup>+</sup>04] PENNEY, GRAEME P., JANE M. BLACKALL, M. S. HAMADY, TARUN SABHARWAL, ANDREAS ADAM und DAVID J. HAWKES: *Registration of freehand 3D ultrasound and magnetic resonance liver images*. *Medical Image Analysis*, 8, 2004. (Zitiert auf Seite 10.)
- [PHK<sup>+</sup>99] PFISTER, HANSPETER, JAN HARDENBERGH, JIM KNITTEL, HUGH LAUER und LARRY SEILER: *The VolumePro real-time ray-casting system*. In: *Proceedings of the 26th annual conference on Computer graphics and interactive techniques*, Seiten 251–260. ACM Press/Addison-Wesley Publishing Co., 1999. (Zitiert auf Seite 125.)
- [PRGB97] PRAGER, RICHARD W., ROBERT N. ROHLING, ANDREW H. GEE und LAURENCE H. BERMAN: *Automatic Calibration for 3-D Free-hand Ultrasound*. Technischer Bericht, Cambridge University Department of Engineering, 1997. (Zitiert auf den Seiten 10 und 50.)
- [PTVF93] PRESS, WILLIAM H., SAUL A. TEUKOLSKY, WILLIAM T. VETTERLING und BRIAN P. FLANNERY: *Numerical Recipes in C: The Art of Scientific Computing*. Cambridge University Press, Cambridge, UK, 2nd edition Auflage, 1993. (Zitiert auf den Seiten 65, 71, 88, 137 und 165.)
- [PWKT00] PALEOLOGOS, THEOPHILOS S., JOHN P. WADLEY, N. D. KITCHEN und DAVID G. THOMAS: *Clinical utility and cost-effectiveness of interactive image-guided craniotomy: clinical comparison between conventional and image-guided meningioma surgery*. *Neurosurgery*, 47, 2000. (Zitiert auf Seite 2.)
- [PWL<sup>+</sup>98] PENNEY, GRAEME P., JÜRGEN WEESE, JOHN A. LITTLE, PAUL DESMEDT, DEREK L. G. HILL und DAVID J. HAWKES: *A Comparison of Similarity Measures of Use in 2-D-3-D Medical Image Registration*. *IEEE Transactions On Medical Imaging*, 17(4), August 1998. (Zitiert auf den Seiten 12, 117, 118, 132 und 133.)
- [RL01] RUSINKIEWICZ, SZYMON und MARC LEVOY: *Efficient Variants of the ICP Algorithm*. In: *3rd International Conference on 3D Digital Imaging and Modeling (3DIM 2001)*, 2001. (Zitiert auf Seite 117.)
- [RM95] RUPRECHT, DETLEF und HEINRICH MÜLLER: *Image Warping with Scattered Data Interpolation*. *IEEE CGA*, 15(2):37–43, 1995. (Zitiert auf den Seiten 61, 64 und 66.)

- [RNM95] RUPRECHT, DETLEF, RALF NAGEL und HEINRICH MÜLLER: *Spatial Free Form Deformation with Scattered Data Interpolation Methods*. Computer & Graphics, 19(1):63–71, 1995. (Zitiert auf den Seiten 64 und 66.)
- [Rot00] ROTH, MICHAEL: *Intraoperative fluoroskopiebasierte Patientlageerkennung zur präzisen Unterstützung chirurgischer Eingriffe*. Doktorarbeit, Technische Universität München, 2000. (Zitiert auf den Seiten 12, 117, 125 und 132.)
- [RRR+03] RUSSAKOFF, DANIEL B., TORSTEN ROHLFING, DANIEL RUECKERT, RAMIN SHAHIDI, DANIEL KIM und JR CALVIN R. MAURER: *Fast calculation of digitally reconstructed radiographs using light fields*. In: *Medical Imaging 2003: Image Processing, Proceedings of SPIE*, Band 5032 (2003), 2003. (Zitiert auf Seite 125.)
- [RS01] REZK-SALAMA, CHRISTOF: *Volume Rendering Techniques for General Purpose Graphics Hardware*. Doktorarbeit, Universität Erlangen-Nürnberg, 2001. (Zitiert auf Seite 125.)
- [RSS97] ROHR, KARL, RAINER SPRENGEL und H. SIEGFRIED STIEHL: *Incorporation of Landmark Error Ellipsoids for Image Registration Based on Approximating Thin-Plate Splines*. In: LEMKE, H.U., M.W. VANNIER und K. INAMURA (Herausgeber): *Proc. Computer Assisted Radiology and Surgery (CAR'97)*, Seiten 234–239, Berlin, 1997. (Zitiert auf Seite 68.)
- [RöV03] *Röntgenverordnung*. Bundesministerium für Umwelt, Naturschutz und Reaktorsicherheit, Gesetzestext, Stand: Neugefasst durch Bek. v. 30. 4.2003 I 604, 2003. (Zitiert auf Seite 20.)
- [RYW+00] RUDIN, S., C. YANG, Z. WANG, A. GOPAL, A. CHATTOPADHYAY, D. BEDNAREK und K. HOFFMANN: *The Clinical Potential of X-ray Flat Panel Detectors for Dynamic Images – Evaluation of Animal Angiographic Studies using a Direct Conversion-Type Flat Panel Detector*. Toshiba Medical Review, 2000. (Zitiert auf Seite 25.)
- [SB96] SIEGERT, HANS-JÜRGEN und SIEGFRIED BOCIONEK: *Robotik: Programmierung intelligenter Roboter*. Springer, 1996. (Zitiert auf den Seiten 137 und 168.)
- [SBP03] SOIMU, DELIA, CRISTIAN BADEA und NICOLAS PALLIKARAKIS: *A Novel Approach for Distortion Correction for X-Ray Image Intensifiers*. Computerized Medical Imaging and Graphics, 27, 2003. (Zitiert auf den Seiten 9, 10, 11, 25, 29, 31, 59 und 65.)
- [Sch02] SCHNAKE, KLAUS JOHN: *CT-basierte Computernavigation von Pedikelschrauben an der Brustwirbelsäule – Praktikabilität, klinische Ergebnisse und Vergleich zur konventionellen Technik*. Doktorarbeit, Medizinischen Fakultät Charité der Humboldt-Universität zu Berlin, 2002. (Zitiert auf den Seiten 2, 5 und 115.)
- [Sch04] SCHRÄDER, PETER: *Roboterunterstützte Fräsverfahren am coxalen Femur bei Hüftgelenktotalendoprothesenimplantation Methodenbewertung am Beispiel „Robodoc“*, 2004. (Zitiert auf Seite 5.)
- [Sed02] SEDGEWICK, ROBERT: *Algorithmen*. Addison-Wesley, Pearson Studium, München, 2. Auflage Auflage, 2002. (Zitiert auf Seite 139.)
- [SFS93] SCHLUNGBAUM, W., U. FLESCHE und U. STABELL: *Medizinische Strahlenkunde*. Walter de Gruyter & Co, 1993. (Zitiert auf den Seiten 14, 16 und 118.)
- [She68] SHEPARD, DONALD: *A two-dimensional interpolation function for irregularly-spaced data*. In: *Proceedings of the 1968 23rd ACM national conference*, Seiten 517 – 524. ACM Press, 1968. (Zitiert auf den Seiten 62 und 64.)
- [Sho95] SHOPE, THOMAS B.: *Radiation-induced Skin Injuries from Fluoroscopy*. In: *81st Scientific Assembly and Annual Meeting of the Radiological Society of North America. Radiology Vol. 197(P) Supplement, P449*, 1995. (Zitiert auf Seite 20.)
- [Sim97] SIMON, DAVID: *Intra-Operative Position Sensing and Tracking Devices*. In: *Proceedings of the First Joint CVRMed / MRCAS Conference*, Seiten 62–64, June 1997. (Zitiert auf den Seiten 6 und 7.)

- [SK95] STULBERG, S. DAVID und THOMAS C. KIENZLE: *Computer- and Robot-Assisted Orthopaedic Surgery*. In: TAYLOR, R.H., S. LAVALLÉE et al. (Herausgeber): *Computer Integrated Surgery – Technology And Clinical Applications*. The MIT-Press, Cambridge, London, 1995. (Zitiert auf Seite 2.)
- [Smi02] SMITH, STEVEN: *Digital Signal Processing: A Practical Guide for Engineers and Scientists*. Newnes, 2002. (Zitiert auf den Seiten 33, 136 und 163.)
- [SML97] SCHROEDER, WILL, KEN MARTIN und BILL LORENSEN: *The Visualization Toolkit – An Object-Oriented Approach to 3D Graphics*. Prentice-Hall, 2nd Auflage, 1997. (Zitiert auf Seite 124.)
- [SRS96] SPRENGEL, RAINER, KARL ROHR und H. SIEGFRIED STIEHL: *Thin-plate spline approximation for image registration*. In: *18th Internat. Conf. of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 1996.*, 1996. (Zitiert auf den Seiten 67 und 68.)
- [SS+02] SCHWEIKARD, ACHIM, H. SHIOMI, , MANFRED DÖTTER, MICHAEL ROTH, KAJETAN BERLINGER und J. ADLER: *Fiducial-Less Compensation of Breathing Motion in Lung Cancer Radiosurgery*. Technical Report, Informatik, Universität Lübeck, 23538 Lübeck, Germany, 2002. (Zitiert auf Seite 156.)
- [Sta03] STATIOS: *Reservoir Modeling with GSLIB*, 2003. (Zitiert auf den Seiten 61, 68, 69 und 70.)
- [Str97] STROUSTRUP, BJARNE: *Die C++ Programmiersprach*. Addison-Wesley, München, 3. Auflage Auflage, 1997. (Zitiert auf Seite 10.)
- [TBU00] THÉVENAZ, PHILIPPE, THIERRY BLU und MICHAEL UNSER: *Image Interpolation and Resampling*. In: BANKMAN, I.N. (Herausgeber): *Handbook of Medical Imaging, Processing and Analysis*. Academic Press, San Diego CA, USA, 2000. (Zitiert auf Seite 164.)
- [Ter04] *VolumePro - Produktinformationen*. Internet-Seite des Herstellers Terarecon Inc.: [www.terarecon.com](http://www.terarecon.com), 2004. (Zitiert auf Seite 125.)
- [Tha00] THALLER, GEORG ERWIN: *Software-Test – Verifikation und Validation*. Verlag Heinz Heise GmbH & Co KG, Hannover, 2000. (Zitiert auf Seite 11.)
- [THD+02] TROITZSCH, D., J. HOFFMANN, F. DAMMANN, S. MÜLLER und S. REINERT: *Experimenteller Vergleich der Oberflächen-Laserregistrierung mit der konventionellen Markertechnik*. In: *1. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Computer- und Roboterassistierte Chirurgie e. V. (CURAC)*, 2002. (Zitiert auf Seite 117.)
- [Tho97] THOMANN, KLAUS-DIETER: *Orthopädie von A-Z*. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York, 1997. (Zitiert auf den Seiten 101 und 102.)
- [TLP02] TOMAZEVIC, DEJAN, BOSTJAN LIKAR und FRANJO PERNUS: *„Gold Standard“ 2D/3D Registration of X-ray Images to CT and MR images*. In: *Proceedings of MICCAI 2002, 5th International Conference, Part II*, 2002. (Zitiert auf den Seiten 143, 144 und 145.)
- [TRG03] THISTLETHWAITE, PAUL A., JANET L. RONSKY und H. S. GILL: *Fast and Robust Marker Detection with Roentgen Stereophotogrammetric Analysis*. Summer Biogoneering Conference, 2003. (Zitiert auf Seite 33.)
- [Tur93] TURLACH, BERWIN A.: *Bandwidth Selection in Kernel Density Estimation: A Review*. Technischer Bericht, C.O.R.E. and Institut de Statistique Universite Catholique de Louvain, Louvain-la-Neuve, Belgium, 1993. (Zitiert auf Seite 70.)
- [Vio95] VIOLA, PAUL A.: *Alignment by Maximization of Mutual Information*. Doktorarbeit, Massachusetts Institute of Technology, 1995. (Zitiert auf Seite 135.)
- [Wal98] WALDOW, HARALD VON: *Einführung in die Geostatistik*. Technischer Bericht, Freie Universität Berlin, 1998. (Zitiert auf den Seiten 61, 68 und 70.)

- [Wat02] WATT, ALAN: *3D-Computergrafik*. Addison-Wesley, Pearson Studium, München, 3. Auflage Auflage, 2002. (Zitiert auf den Seiten 39, 124, 125, 128 und 141.)
- [Wei03] WEIN, WOLFGANG: *Intensity Based Rigid 2D-3D Registration Algorithms for Radiation Therapy*. Diplomarbeit, Technische Universität München, 2003. (Zitiert auf den Seiten 117, 133 und 141.)
- [Wes90] WESTOVER, LEE A.: *Footprint evaluation for volume rendering*. In: *Computer Graphics (SIGGRAPH '90 Proceedings)*, Band 24, Seiten 367–376, August 1990. (Zitiert auf Seite 124.)
- [Wik04] *Wikipedia – Die freie Enzyklopädie*. Internetseite: <http://de.wikipedia.org>, 2004. (Zitiert auf den Seiten 16 und 157.)
- [Wol90] WOLBERG, GEORGE: *Digital Image Warping*. IEEE-Press, 1990. (Zitiert auf Seite 59.)
- [Wür04] WÜRMSER, JULIAN: *Untersuchung eines A-Mode-Ultraschallsystems zur Erfassung von Knochenstrukturen*. Diplomarbeit, Technische Universität München, 2004. (Zitiert auf Seite 10.)
- [WVA<sup>+</sup>96] WELLS, WILLIAM M., PAUL A. VIOLA, HIDEKI ATSUMI, SHIN NAKAJIMA und RON KIKINIS: *Multi-modal volume registration by maximization of mutual information*. *Medical Image Analysis*, 1, 1996. (Zitiert auf Seite 135.)